Fundamentos de Física Médica

Volumen 2

Radiodiagnóstico: bases físicas, equipos y control de calidad

Editor de la colección:
Antonio Brosed Serreta

Editor del volumen:
Pedro Ruiz Manzano

sefm

un Universidad Internacional de Andalucía

Fundamentos de Física Médica

Volumen 2

Bases físicas, equipos y control de calidad en Radiodiagnóstico

Editor de la colección:
Antonio Brosed

Editor del volumen:
Antonio Brosed

sefm

Universidad Internacional de Andalucía

© Sociedad Española de Física Médica
C/ Martínez Campos, 44 - 1º - 28010 Madrid
Tel: 91 425 02 47
E-mail: secretaria@sefm.es
Página web: www.sefm.es

Edición:

ADI SERVICIOS EDITORIALES
htpp://www.auladoc.com

Depósito legal: X-xxxxx-xxxx
ISBN: xxx-xx-xxxxxx-x-x

Reservados todos los derechos. Ninguna parte de esta publicación podrá ser reproducida, almacenada o trasmitida en cualquier forma ni por cualquier procedimiento electrónico, mecánico, de fotocopia, de registro o de otro tipo, sin el permiso de los editores.

ANTONIO BROSED

Licenciado en Ciencias Físicas por la Universidad de Zaragoza en 1959 y, tras dos años trabajando en la cátedra del Profesor Don Justiniano Casas, ingresó en la Junta de Energía Nuclear (JEN) en 1962.En Enero de 1966, fue enviado al "Laboratorio de dosimetría de radiaciones ionizantes" de la Oficina Internacional de Pesas y Medidas (BIPM) en Sévrès (Francia). Bajo la dirección del Profesor André Allisy trabajó y aprendió la metrología correspondiente a la dosimetría con haces externos.

Desde 1968 hasta su jubilación en 2007 sus actividades se han desarrollado en dos vertientes: la primera corresponde a la investigación y desarrollo en metrología de radiaciones ionizantes (RI), que comprendió el establecimiento de patrones nacionales y laboratorios de calibración en el seno de la entonces JEN y en el Laboratorio de Metrología de RI (LMRI) de la actual CIEMAT, y la segunda corresponde a labores docentes relacionadas con la metrología de RI, dosimetría física en radioterapia y radioprotección y desarrolladas en diferentes ámbitos.

Coautor y autor de artículos en revistas nacionales y extranjeras, de capítulos de libros y de numerosas comunicaciones a Congresos, fue nombrado en 1969 miembro a título personal del Comité Consultivo de Radiaciones Ionizantes (CCRI, Section I) del BIPM, labor que desarrolló hasta su jubilación. Ha sido presidente del Comité de Dosimetría en Radioterapia (CDR) de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM), desde su origen en 1979 hasta su desaparición en 1997 y presidente de la Comisión Científica de la SEFM desde su creación en 2000 hasta 2007.

Ha recibido distinciones de la SEPR (2000), de la SEFM (2001) y del BIPM (2009).

Presentación

Los contenidos del presente volumen y de toda la colección, surgen a partir de los textos del curso "FUNDAMENTOS DE FÍSICA MÉDICA", organizado por la SEFM (Sociedad Española de Física Médica) y la UNIA (Universidad Internacional de Andalucía).

Desde el año 2004, en los meses de enero y febrero y celebrado en el magnífico recinto de la sede Antonio Machado de la UNIA, en Baeza (Jaén), el curso ha pretendido ofrecer una formación básica que cubre en gran medida los conocimientos teóricos que figuran en el programa de la especialidad de Radiofísica Hospitalaria (RFH), así como introducir a otros titulados superiores en el campo de la Física Médica.

En consecuencia, estos textos van dirigidos a especialistas en formación en la especialidad de RFH, (fundamentalmente los residentes de primero y segundo año de la especialidad), así como a titulados superiores que quieran adquirir o mejorar sus conocimientos en el área de la Física Médica.

Los objetivos del curso tal como fue concebido son:

- Cubrir gran parte del *programa teórico de formación* de la especialidad de RFH.
- *Uniformizar* los conocimientos teóricos de base para todos los especialistas en formación.
- *Armonizar* el léxico y la terminología en el ámbito de la Física Médica.

Por medio de esta colección, se pretende además, difundir el contenido de nuestros cursos entre todos los profesionales de la Física Médica de habla hispana que deseen acercarse a nuestros textos y tener a su disposición un libro de consulta en español.

El curso se estructura en 9 módulos, de duración entre 10 y 20 horas cada uno, que son eminentemente teóricos a fin de introducir a los especialistas en formación en las diversas áreas de la especialidad. A lo largo de estos años se ha desarrollado por medio de clases magistrales combinadas con seminarios, discusiones y trabajos en grupo. A partir de dichos módulos docentes han surgido los diez volúmenes que componen esta serie, revisados y ampliados con la participación de los autores y del editor de la colección, Antonio Brosed.

Mi agradecimiento sincero a todos los profesores participantes a lo largo de estos años, así como a los autores de los textos por su dedicación y esfuerzo desinteresado.

Finalmente, quiero agradecer a la Junta Directiva de la SEFM el apoyo incondicional recibido a lo largo de todas las ediciones del curso y el haber hecho realidad ahora, la publicación de sus contenidos. Mi agradecimiento especial, a Alejandro García Romero cuyo entusiasmo y dedicación han sido claves para llevar a buen término la publicación de estos libros.

Teresa Eudaldo Puell
Directora del curso

Autores

Xavier Pifarré Martínez

Licenciado en Ciencias Físicas por la Universidad Autónoma de Barcelona. Especialista en Radiofísica Hospitalaria. Lleva desempeñando su labor en el terreno de la Protección Radiológica y la Física Médica de los Rayos X desde el año 1991 en el servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital Universitario Puerta de Hierro de Madrid y Majadahonda.

Mari Ángeles Rivas Ballarín

Licenciado en Ciencias Físicas por la Universidad de Zaragoza en 1975, realizó el curso superior de Protección Radiológica en la Universidad Complutense de Madrid en 1992 y es Especialista en Radiofísica Hospitalaria desde 1999.

Es Físico Adjunto en el Servicio de Física y Protección Radiológica del Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa" de Zaragoza desde el año 1991.

Julio Valverde Morán

Licenciado en Ciencias Físicas por la Universidad Autónoma de Madrid (1991) y Especialista en Radiofísica Hospitalaria (Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa de Zaragoza, 1995 a 1997). He trabajado en todas las áreas de la Radiofísica en hospitales de Madrid y de Toledo. También he trabajado en el Servicio de Inspección, Evaluación y Acreditación Sanitaria de la Comunidad de Madrid, evaluando programas de garantía de calidad de unidades asistenciales de Radiodiagnóstico, Radioterapia y Medicina Nuclear. Actualmente pertenece al Servicio de Protección Radiológica de la Fundación Jiménez Díaz, en Madrid.

Pedro Ruiz Manzano

Licenciado en Ciencias Físicas (Especialidad Óptica) por la Universidad de Zaragoza. Especialista en Radiofísica Hospitalaria desde 1999. Curso superior de Protección Radiológica. Especialidad: Protección Radiológica para Instalaciones Médicas en la Universidad Complutense Madrid, en 1993. Su carrera profesional se ha desarrollado como Físico Adjunto en el Servicio de Física y Protección Radiológica del Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa" de Zaragoza. También es Personal Docente Investigador (PDI) de la Universidad de Zaragoza. Departamento: PEDIATRÍA, RADIOLOGÍA Y MEDICINA FISICA.

Jaume Molero Savall

Doctor en Ciencias Físicas por la Universitat Autònoma de Barcelona (1992). Licenciado en Ciencias Físicas (1986). Especialista en Radiofísica Hospitalaria según Real Decreto 220/1197 y Orden Ministerial de 12 de junio de 1998 a través de las vías transitorias con fecha de 16 de marzo de 1999. Curso Superior de Protección Radiológica en las especialidades de Instalaciones Médicas y Industriales y Instalaciones Nucleares (CIEMAT 1994). Su carrera profesional se ha desarrollado como Físico Adjunto en el Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital Universitario Germans Trias i Pujol de Badalona (1993-2003) y como Radiofísico en el Institut Català d'Oncologia Hospital Germans Trias i Pujol de Badalona (desde 2003). También ha sido profesor ayudante y asociado en el Grupo de Física de las Radiaciones del Área de Física Atómica, Nuclear y Molecular del Departamento de Física de la Universitat Autònoma de Barcelona (1986-1995) donde ha llevado a cabo diversos proyectos de investigación en el ámbito de la Radiactividad Ambiental, la Física Médica y la Protección Radiológica.

Manuel Fco. Rodríguez Castillo.

Licenciado en Ciencias Físicas y Especialista en Radiofísica Hospitalaria desde 1999, posee una amplia formación y experiencia docente en el campo de la Física Médica: Electromedicina , Radiofísica, Radiaciones, Radiología, Tecnología Médica y Seguridad del paciente. Es coautor de cinco libros relacionados con la materia. Presidente de la Sociedad Andaluza de Radiofísica Hospitalaria, Experto en Cooperación Internacional por el Ministerio de Sanidad y la AECID. Miembro de las Comisiones de Seguridad del Paciente, de Tecnologías Sanitarias Formador de Formadores y de Teleformadores Soporte Vital Básico y Avanzado, RCP y Desfibrilación.

Índice

Tema 1:
Los rayos X y su generación 19

1. Introducción 21

2. Los equipos de radiodiagnóstico en la actualidad 24

2.1. Clases de equipos de radiodiagnóstico 24

2.2. Partes comunes de un equipo convencional de radiodiagnóstico 26

3. El tubo de rayos X. 27

4. Funcionamiento del tubo de rayos X 31

5. El generador del equipo de rayos X 35

6. Emisión de rayos X 40

7. El espectro del haz de rayos X 44

8. La técnica radiológica 47

8.1. Parámetros de la técnica radiológica: adquisición de imagen y escopia 47

8.2. El "Control Automático de Exposición" en adquisiciones de imagen 49

8.3. El "Control Automático de Intensidad" en escopia. . . . 50

Tema 2:
La imagen radiológica y su generación 53

1. La imagen radiográfica clásica 55

1.1. Características de la imagen radiográfica convencional 56

1.2. Interacción de los rayos X con la materia 57

1.3. Calidad de imagen: resolución y contraste 59

1.4. El sistema película-pantalla de refuerzo 64

2. Sistemas digitales de registro de imagen 73

2.1. Limitaciones de los sistemas de película-pantalla 73

2.2. Diferencias entre sistemas analógicos y digitales 74

2.3. Tipos principales de detectores digitales 77

2.4. Radiografía computarizada 77

2.5. Paneles planos 83

3. Adquisición dinámica de imágenes con rayos X 90

3.1. Sistemas de fluoroscopia convencional 90

3.2. Sistemas de fluoroscopia digital 96

4. Sistemas de visualización de la imagen radiológica. 102

4.1. Negatoscopios 102

4.2. Monitores de visualización. 103

Tema 3:
Equipos de rayos X y receptores de imagen 109

1. Introducción 111

2. Equipamiento en radiología general 113

2.1. Consideraciones generales 113
2.2. Generador 114
2.3. Tubo de rayos X y colimador 115
2.4. Soporte de tubo 117
2.5. Mesa radiográfica 118
2.6. Estativo mural 120
2.7. Equipos móviles de rayos X 121
2.8. Radiografía convencional y digital 123

3. Equipamiento en mamografía 124
3.1. Consideraciones generales 124
3.2. Generador y tubo de rayos X 125
3.3. Geometría y compresión. 127
3.4. Exposimetría automática. 128
3.5. Mamografía convencional y digital 130

4. Equipos con fluoroscopia 131
4.1. Consideraciones generales 131
4.2. Equipos telemandados 132
4.3. Angiógrafos vasculares y cardíacos 133
4.4. Arcos radioquirúrgicos 135

5. Tomografía computarizada 136
5.1. Introducción histórica. 136
5.2. Reconstrucción de la imagen 139
5.3. Evolución del equipamiento 143

6. Otros equipos 152
6.1. Equipos dentales intraorales 152
6.2. Ortopantomógrafos 153
6.3. Densitómetros óseos 154

Tema 4:
Garantía de calidad en radiodiagnóstico 157

1. Calidad y garantía de calidad 159

2. Criterios de calidad en radiodiagnóstico 160

2.1. Análisis 160

3. Programa de garantía de calidad en radiodiagnóstico 165

3.1. Ámbito y elementos del PGC 165

3.2. Modelo de Pgc para un servicio de radiodiagnóstico 166

3.3. Control del funcionamiento del equipamiento radiológico. Parámetros técnicos 171

3.4. Indicadores globales de calidad en radiodiagnóstico 172

Tema 5:
Control de calidad en radiodiagnóstico. Parámetros técnicos. 175

1. Introducción 177

2. Equipos de grafía 178

2.1. Parámetros geométricos 178

2.2. Calidad del haz 181

2.3. Tiempo de exposición 183

2.4. Rendimiento. 184

2.5. Control automático de exposición 186

3. Equipos fluoroscópicos 190

3.1. Parámetros geométricos 190

3.2. Rendimiento. 192
3.3. Control automático de intensidad (CAI) 193
3.4. Tasa de dosis al paciente 195
3.5. Calidad de imagen (equipos fluoroscópicos) 196

4. Equipos de mamografía. 198
4.1. Parámetros geométricos 198
4.2. Calidad del haz 199
4.3. Tiempo de exposición 201
4.4. Rendimiento. 201
4.5. Rejilla 202
4.6. Control automático de exposición 202
4.7. Sistema de compresión. 208
4.8. Calidad de imagen. 208

5. Equipos dentales 211
5.1. Parámetros geométricos 211
5.2. Calidad del haz 211
5.3. Tiempo de exposición 211
5.4. Rendimiento. 212

6. Equipos de tomografía computarizada 213
6.1. Parámetros geométricos 213
6.2. Calidad de imagen. 218

7. Sistemas de registro, visualización y almacenamiento de imagen 223
7.1. Sistemas convencionales de registro, visualización y almacenamiento en equipos de grafía 223
7.2. Monitores de visualización. 228
7.3. Sistemas digitales de registro 232
7.4. Sistemas digitales de registro en mamografía 236

Tema 1:
Los rayos X y su generación

Xavier Pifarré Martínez

Los rayos X y su generación

Xavier Pifarré Martínez
Servicio de Radiofísica
Hospital Universitario Puerta de Hierro
xpifarre.hpth@salud.madrid.org

1. Introducción

El principal objetivo del radiodiagnóstico es la **obtención de imágenes de calidad SUFICIENTE para el diagnóstico con la menor dosis[1] posible en el paciente.** A ello se dirigirán todos los esfuerzos tanto tecnológicos como operativos.

Los tres elementos básicos para entender y analizar el proceso radiológico son, por este orden:

1) El **equipo de rayos X**, generador de la radiación que permitirá la obtención de imagen.
2) El propio **paciente**, objeto de la imagen y filtro de la radiación. En él cabe hacer especial hincapié tanto sobre la forma de filtrar la radiación (absorción diferencial) como sobre la energía que sobre él depositará la radiación (dosis absorbida), potencial fuente de daños celulares.
3) El **receptor de imagen** debe ser capaz de proporcionar una imagen de la mejor calidad posible con la menor fluencia energética de radiación indispensable para ello.

Los rayos X fueron descubiertos de forma accidental en 1895 por el físico alemán Wilhelm Conrad Röntgen (Figura 1) mientras estudiaba los rayos catódicos en un tubo de descarga gaseosa de alto voltaje (tubo de Crookes). A pesar de que el tubo estaba dentro de una caja de cartón negro, Röntgen vio

[1] A lo largo de este módulo, se utiliza de modo genérico el término simplificado de "dosis", para designar algunas magnitudes y usar determinadas expresiones, habituales en las áreas del radiodiagnóstico y de la radioprotección. Entre las magnitudes, las ligadas a la dosis absorbida, las dosimétricas específicas del radiodiagnóstico y las inherentes a la radioprotección. Entre las expresiones se pueden citar: dosis de radiación, dosis en el paciente, dosis impartida al paciente, etc.

Figura 1. Wilhelm Röntgen, descubridor de los rayos X.

que una pantalla de platinocianuro de bario, que casualmente estaba cerca, emitía luz fluorescente siempre que funcionaba el tubo. Tras realizar experimentos adicionales, determinó que la fluorescencia se debía a una radiación invisible más penetrante que la radiación ultravioleta. Röntgen llamó a los rayos invisibles "rayos X" por su naturaleza desconocida. Posteriormente, los rayos X fueron también denominados rayos Röntgen en su honor.

A finales de diciembre del mismo año, y después de algunas semanas de intenso trabajo, Röntgen había concluido su primer reporte describiendo sus experimentos, titulado "Über eine neue Art von Strahlen" ("Sobre una nueva clase de rayos"), el cual envió para su publicación a la sociedad de Física-Médica de Würzburg (Röntgen 1895). En ese informe el mismo Röntgen sugirió ya la utilización de los rayos X en la medicina: como objeto de demostración del poder de penetración de los rayos X había escogido entre otros la mano de su esposa, de la cual realizó la primera radiografía el 22 de diciembre de 1895. Por su gran descubrimiento Röntgen recibió el primer premio Nobel de Física en el año 1901.

Los rayos X son radiaciones electromagnéticas cuya longitud de onda va desde unos 10 nm hasta 0,01 nm (Figura 2). Cuanto menor es la longitud de onda de los rayos X, mayores son su energía y poder de penetración. Los rayos de mayor longitud de onda, cercanos a la banda ultravioleta del espectro electromagnético, se conocen como rayos X blandos; los de menor longitud de onda, que están más próximos a la zona de rayos gamma o incluso se solapan con esta, se denominan rayos X duros. Los rayos X formados por una mezcla de muchas longitudes de onda diferentes se conocen como rayos X 'blancos', para diferenciarlos de los rayos X monocromáticos, que tienen una única longitud de onda. Tanto la luz visible como los rayos X se producen a raíz de las transiciones de los electrones atómicos de una órbita a otra. La luz visible corresponde a transiciones de electrones

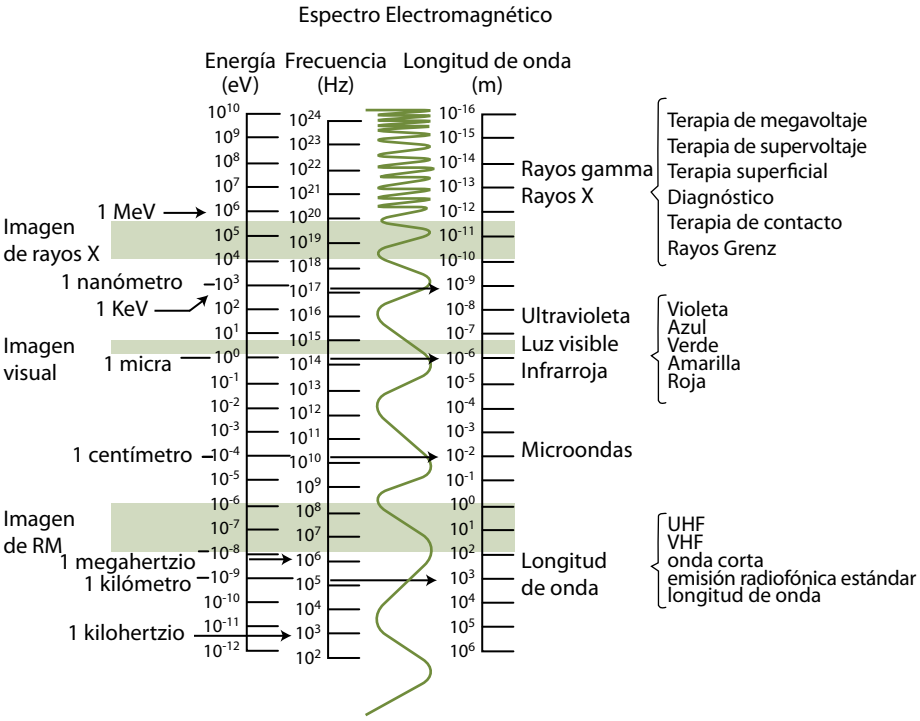


Figura 2. Los rayos X dentro del espectro electromagnético.

externos y los rayos X a transiciones de electrones internos. En el caso de la radiación de frenado o "*bremsstrahlung*" (ver más adelante), los rayos X se producen por el frenado o deflexión de electrones libres que atraviesan un campo eléctrico intenso. Los rayos gamma, cuyos efectos son similares a los de los rayos X, se producen por transiciones de energía en el interior de núcleos excitados.

A pesar de las posibles aplicaciones industriales de los rayos X, Röntgen se negó a comercializar o a patentar su descubrimiento. Röntgen pensaba que su descubrimiento pertenecía a la humanidad y que no debía ser motivo de patentes, licencias o contratos. Esto dio lugar a que los primeros tubos de rayos X para usos médicos pudieran ser construidos rápidamente y a un precio muy accesible.

En un tiempo muy breve después del descubrimiento de los rayos X, se definieron claramente dos tipos de aplicaciones en medicina, el primero de ellos para el diagnóstico de enfermedades, y el segundo para el tratamiento de tumores, es decir, para usos terapéuticos. Desde entonces el uso médico de los rayos X ha jugado un papel clave en la medicina, gracias entre otras cosas al desarrollo de tecnologías como la electrónica y la ciencia de materiales, que han permitido su aplicación a niveles muy sofisticados.

2. Los equipos de radiodiagnóstico en la actualidad

2.1. Clases de equipos de radiodiagnóstico

Desde el primitivo equipo de rayos X de Röntgen hasta nuestros días la evolución de la tecnología radiológica ha sido imparable. En la actualidad, el parque radiológico de un hospital moderno está constituido por una gran variedad de equipos con diseños muy distintos (Figura 3) y con aplicaciones específicas para cada uno de ellos:

a) Los **equipos convencionales** usados para radiología general, es decir, proyecciones simples tanto de huesos como de partes blandas (tórax, abdomen, columnas, extremidades, etc.).

b) Los equipos **telemandados** utilizados en estudios más complejos del aparato digestivo o del sistema urinario. Permiten obtener imágenes-guía en tiempo real sobre un monitor de TV. Estas imágenes dinámicas se usan como referencia para la adquisición de imágenes "fijas" usadas para el diagnóstico.

c) Los equipos de tipo **arco intervencionista** se usan en estudios del sistema circulatorio, tanto coronario, como neurológico, como periférico, con inyección de contraste; también se utilizan en otro tipo de pruebas intervencionistas.

d) Los equipos de **mamografía**, específicos para la adquisición de imágenes de mama, tan importantes para el diagnóstico y prevención del cáncer de mama.

e) Los equipos de tipo **radioquirúrgicos,** equipos móviles que, a modo de pequeños arcos intervencionistas suelen usarse como apoyo y guía en muchas cirugías, endoscopias, artroscopias, etc.

f) El **TC** (Tomógrafo Computarizado) o **scanner**; en nuestros tiempos mal denominado TAC, por cuanto que en la actualidad la gran mayoría de TC ofrecen la posibilidad de reconstruir planos no solo Axiales, sino también coronales, sagitales y en cualquier otra dirección. Por lo tanto la A de Axial debe retirarse y TAC pasa a ser TC. El TC está ligado al desarrollo informático de finales del siglo pasado. La imagen no se obtiene de forma directa sino que se trata de una reconstrucción matemática a partir de ingentes cantidades de información que una o varias filas de detectores han registrado para muy diversas proyecciones. Para dicho cálculo es imprescindible el concurso de potentes ordenadores.

g) Los equipos **portátiles** son equipos convencionales móviles para la realización de radiografías. Permiten llegar hasta aquellos pacientes hospitalizados que no pueden ser desplazados a los servicios de rayos X.

h) Los equipos **dentales** y **podológicos**, especialmente diseñados para la obtención de imágenes de piezas dentales y zonas del pie respectivamente.

Otros equipos de alta tecnología usados en los Servicios de radiodiagnóstico para la obtención de imágenes y que no utilizan radiaciones ionizantes son, en la actualidad:

a) La **"Resonancia Magnética"**. Esta técnica ha supuesto una segunda revolución en el diagnóstico por imagen. Su fundamento es totalmente distinto al del TC. En este caso el propio organismo (sus átomos de hidrógeno) se convierten en emisores de una señal de radiofrecuencia previa excitación debida a señales externas. Todo ello debe llevarse a cabo dentro de un campo magnético de alta intensidad (entre 0,5 y 3 teslas). No se usan radiaciones ionizantes.

b) Los **"Ultrasonidos"** han encontrado aplicación en las imágenes de ecografía, de mala resolución pero con indicaciones muy específicas en las que se aprovecha su carácter no ionizante.

Figura 3. Distintas configuraciones de equipos de rayos X: A: equipo convencional; B: arco intervencionista; C: arco radioquirúrgico; D: telemando; E: mamógrafo; F: Equipo portátil.

2.2. Partes comunes de un equipo convencional de radiodiagnóstico

En una sala de radiología convencional, las partes visibles del equipo de rayos X son fundamentalmente las siguientes:

a) **Tubo de rayos X:** es el emisor de la radiación que proporcionará la imagen. Se alimenta eléctricamente del generador (armario eléctrico).

b) **Armario eléctrico:** contiene los transformadores, rectificadores, etc. Junto a la consola de control forman el conjunto que denominamos generador del equipo.

c) **Suspensión techo:** es uno de los sistemas de sujeción del tubo. Consiste en un brazo telescópico que cuelga de un sistema de carriles que permiten su desplazamiento por toda la sala. De él cuelga el tubo. Es un sistema muy versátil que suele permitir apuntar el haz en cualquier dirección dentro de la sala. Otra opción es: tubo sujeto en una columna-suelo.

d) **Mesa de exploración:** en el caso de ser un equipo diseñado para realizar proyecciones de tronco y extremidades como la radiología de columna, abdomen, extremidades inferiores etc.

e) **Bucky mural:** en el caso de ser un equipo diseñado para realizar proyecciones en bipedestación. Es un dispositivo formado por varios componentes donde se aloja el receptor de imagen cuando el paciente permanece de pie. Sus partes principales son la parrilla antidifusora y el sistema de "Control Automático de Exposimetría" (CAE).

f) **Bucky mesa:** igual que el anterior pero colocado bajo mesa y usado en proyecciones en las que el paciente se coloca sobre la mesa. También suele disponer de parrilla antidifusora y de CAE.

g) **Receptor de imagen:** En equipos convencionales pueden ser chasis con películas, chasis con fósforos fotoestimulables (los CR) o detectores planos. Se alojan en el bucky mesa y en el bucky mural.

h) **Colimadores:** o dispositivos restrictivos para el haz que lo conforman en tamaño.

i) **Consola de control:** desde ella se seleccionan parámetros radiológicos y se realiza la exposición Suele estar en una sala adyacente, separada por paredes plomadas que protegen al operador de la radiación emitida en el interior de la sala de exploración, y comunicada visualmente con la misma a través de una ventana de cristal plomado.

3. El tubo de rayos X

El tubo de rayos es un componente del equipo de rayos X que rara vez ve el operador del equipo. Se trata de una ampolla de cristal en la que se ha realizado el vacío y que se encuentra en el interior de una carcasa o coraza de protección.

Aunque estrictamente el tubo es la ampolla de cristal contenida en la coraza, en nuestra lengua solemos llamar también tubo al conjunto ampolla + coraza. En este texto usaremos el término tubo para denominar al conjunto de ampolla + coraza. El tubo es la parte noble del equipo de Radiodiagnóstico. Es el lugar donde se generan los rayos X.

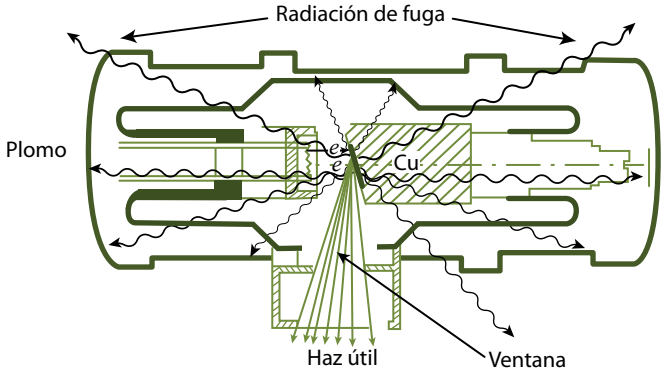


Figura 4. La coraza del tubo de rayos X absorbe gran parte de la radiación generada en el ánodo.

La **coraza** (Figura 4) tiene una doble función:

1) **La protección radiológica.** Cuando se producen rayos X, estos son emitidos en todas direcciones (Figura 4). Dado que nuestra intención es aprovechar únicamente la parte del haz que se dirige hacia el paciente y hacia el receptor de imagen (haz útil), debemos confinar el resto del haz para evitar irradiaciones innecesarias. Las corazas suelen fabricarse con plomo al efecto de evitar la emisión de rayos X excepto los presentes en el haz útil (correctamente delimitado por sistemas de colimación).

   Aún así, parte de la radiación ajena al haz útil, escapa de la coraza, constituyendo la llamada "Radiación de fuga". Las corazas deben estar diseñadas al efecto de reducir el nivel de fuga a menos de 1 mGy/h, de kerma en aire, medido a 1 m del foco y con el equipo operando a máxima potencia.

2) **La protección eléctrica.** Como veremos, la emisión de rayos X se logra estableciendo altas tensiones en el tubo de rayos X. El riesgo de electrocuciones que esto genera se reduce con el adecuado aislamiento eléctrico que proporcionan las corazas. Muchas de ellas contienen un aceite cuya misión principal es contribuir a la refrigeración del tubo, aunque también actúa como aislante eléctrico.

La **ampolla** es un tubo de vacío electrónico como los que contenían los aparatos de radio y televisión del tipo válvulas. Los componentes de la ampolla se encuentran dentro de una envoltura de cristal. El tamaño de la ampolla es considerable: hasta 35-40 cm de longitud y 25 cm de diámetro. La envoltura de vidrio fabricada con cristal Pirex para soportar la enorme cantidad de calor generada en su interior, mantiene el vacío dentro del tubo. Este vacío hace más eficaz la producción de rayos X y permite prolongar la vida del tubo. Si la ampolla tuviera gas en su interior, disminuiría el flujo de electrones hacia el ánodo, se producirían menos rayos X y se generaría más calor en el interior del tubo. En uno de sus laterales, encontramos la **ventana**, zona de menor grosor por donde emergerá el haz útil.

Los primeros tubos de rayos X (modificaciones del tubo de Crookes) tenían gas en su interior. A los actuales tubos se les realiza el vacío en su interior y son conocidos como tubos de Coolidge.

Un avance en el diseño de los tubos ha sido la incorporación de metal en vez de vidrio como parte de la envoltura o para toda ella. Cuando los tubos con ampolla de cristal envejecen, una parte del tungsteno se evapora y recubre el interior de la envoltura. Ello altera el potencial eléctrico del tubo, permitiendo la formación de corrientes parásitas y la interacción con la envoltura de cristal; el resultado es la formación de arcos y el fracaso del tubo. Los tubos con envoltura metálica mantienen un potencial constante entre los electrones de la corriente de tubo y la envoltura. Por tanto su duración es mayor. Casi todos los actuales tubos de rayos X de alta potencia utilizan envolturas metálicas.

Las partes fundamentales en el interior de la ampolla de rayos X se pueden observar en la figura 5 y son las siguientes:

1) El **cátodo** es el lado negativo del tubo de rayos X. Tiene dos partes principales: filamento y copa de enfoque.

a) El **filamento** es una espiral de alambre similar al de una bombilla incandescente. Su tamaño es aprox de 2 mm de diámetro y 1-2 cm de largo. Cuando la corriente que atraviesa el filamento es lo bastante intensa, de aproximadamente 4A o superior, los electrones de la capa externa de los átomos del filamento son expulsados del filamento. Ese fenómeno se llama emisión termoiónica.

   Los filamentos suelen construirse de tungsteno toriado. Esta aleación proporciona una emisión termoiónica mayor que otros metales. Su punto de fusión es de 3410 ºC de forma que a pesar de la alta intensidad de corriente que por él circula no llega a fundir.

b) La copa de enfoque es un pequeño recipiente metálico dentro del cual se encuentra el filamento. Dado que todos los electrones son eléctricamen-

te negativos, el haz tiende a divergir a causa de la repulsión electrostática, aumentando de manera indeseable el tamaño del foco. Para contrarrestar este efecto, la copa de enfoque se carga negativamente, de forma que condensa el haz de electrones en una zona pequeña del ánodo.

Ciertos tipos de tubos de rayos X, denominados tubos controlados con rejilla están diseñados para conectarse y desconectarse con gran rapidez (para la emisión de escopia pulsada, por ejemplo, o para la adquisición de imágenes de cine en hemodinámica). La rejilla es un conmutador interpuesto entre cátodo y ánodo que hace las veces de copa de enfoque.

2) El **ánodo** es la parte positiva del tubo de rayos X. Existe dos tipos de ánodos: estacionarios y rotatorios. Los de ánodo estacionario se usan en aparatos de odontología, algunas máquinas portátiles y unidades que no requieran intensidad ni potencias altas en el tubo. Los tubos de rayos X con fines generales utilizan el ánodo rotatorio ya que deben ser capaces de producir haces de rayos X de alta intensidad en un tiempo breve. La zona del ánodo donde impactan los electrones se llama **blanco** o **diana.** El ánodo tiene tres funciones:

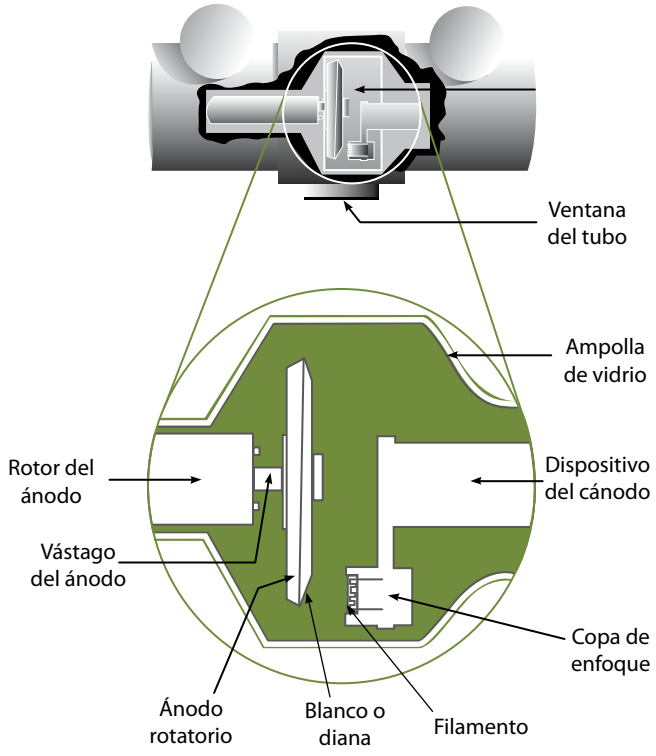


Figura 5. Esquema del interior de una ampolla de rayos X.

- El ánodo es un **conductor eléctrico** que recibe los electrones emitidos por el cátodo y los conduce a través del tubo hasta los cables conectores y, de vuelta, a la sección de alta tensión del generador.
- Proporciona **soporte mecánico** al blanco.
- Debe ser además un buen **conductor térmico** ya que el 99% de la energía de los electrones se deposita en el blanco en forma de calor. El ánodo debe ser capaz de disipar tal cantidad de calor en el menor tiempo posible.

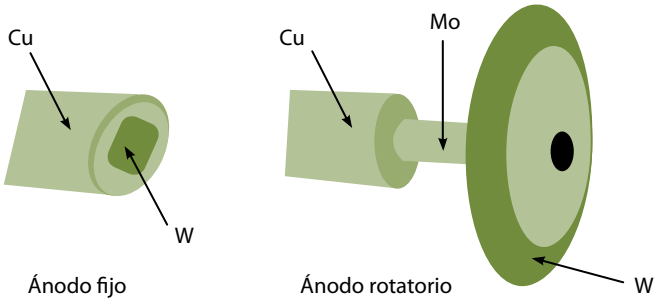


Figura 6. Ánodo fijo y ánodo rotatorio.

El elemento de elección para la construcción del ánodo, que no del **blanco**, es el **cobre** porque cumple bien con estas tres funciones.

Es posible obtener mayores corrientes de tubo y tiempos de exposición más cortos con un ánodo rotatorio (Figura 6). El tubo de rayos X con ánodo rotatorio permite que el haz electrónico interactúe con un área mucho mayor del blanco y que por tanto el calentamiento del ánodo no se limite a un punto pequeño, como sucede en el tubo de ánodo estacionario. En los ánodos rotatorios, el área de interacción es cientos de veces mayor que en un ánodo estacionario.

El ánodo rotatorio gira a velocidades distintas dependiendo de qué capacidad de tubo se desee. Tubos de alta capacidad (angiógrafos, TC etc.) pueden girar hasta a 10000 rpm. Una frecuencia normal de giro son las 3400 rpm.

En los últimos años se han desarrollado tubos nuevos muy sofisticados, como por ejemplo el Straton. En este tubo el ánodo no es una pieza interna del tubo, sino que es la cara interior de una de las paredes laterales de la ampolla. Consecuentemente, en este tubo, la ampolla entera es la que gira sumergida en un aceite refrigerante; esto le da un poder de disipación calórica casi infinito. El cátodo se ha ubicado en el centro del tubo, en el propio eje de giro y el haz de electrones es deflexionado por unas bobinas exteriores a la ampolla que le obligan a incidir sobre el ánodo siempre en el mismo punto del espacio, lo que nos garantiza un punto focal emisor de RX estático.

4. Funcionamiento del tubo de rayos X

Cuando se enciende el equipo de rayos X, una corriente eléctrica baja fluye a través del filamento con el fin de calentarlo y prepararlo para la sacudida térmica que exige la producción de rayos X. Cuando el operador solicita emisión de rayos X en la consola, la **corriente de filamento** aumenta bruscamente proporcionando el llamado efecto de **emisión termoiónica** que consiste en la emisión de electrones de los átomos del filamento debido al calentamiento generado por la intensa corriente eléctrica en el mismo (del orden de 5 amperios). Una vez que la corriente de filamento es lo bastante elevada como para permitir la emisión termoiónica, un pequeño incremento de esta corriente dará lugar a un gran aumento de la **corriente de tubo**. La corriente de tubo es la cantidad de electrones que, procedentes del cátodo, van a desplazarse hasta el ánodo para generar los rayos X. La relación entre corriente de filamento y corriente de tubo depende de la tensión del tubo y se ha representado en la figura 7.

Una vez emitidos desde el filamento, los electrones permanecen momentáneamente en su proximidad antes de ser acelerados hacia el ánodo. Dado que tienen cargas negativas, se repelen mutuamente y tienden a formar una nube alrededor del filamento. Esa nube de electrones denominada **carga espacial** di-

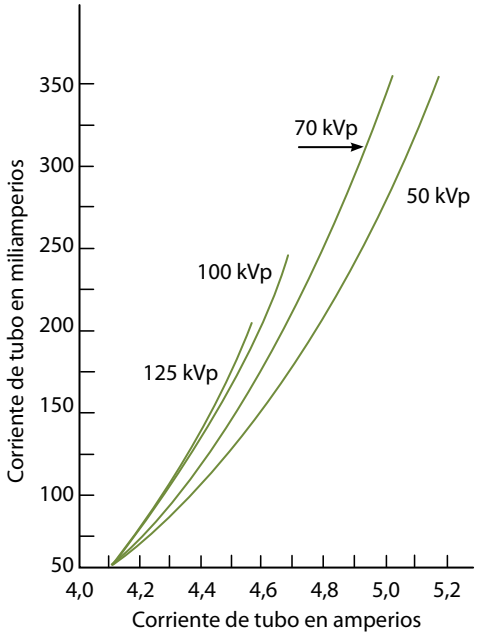


Figura 7. La relación entre corriente de filamento y corriente de tubo es dependiente de la tensión aplicada entre cátodo y ánodo (kV).

ficulta la subsiguiente emisión de otros electrones por el filamento a causa de la repulsión electrostática. El fenómeno se conoce como **efecto de la carga espacial.** Bajo ciertas condiciones de baja tensión y corriente alta, se dice que los tubos de rayos X están limitados por la carga espacial. Un obstáculo fundamental para la fabricación de tubos de rayos X con corrientes por encima de 1000 mA es el diseño de dispositivos adecuados para compensar la carga espacial.

Llamamos **punto focal** al área de la diana o blanco donde inciden los electrones (en otra áreas de aplicación, se le denomina también mancha focal). Es el lugar donde se generan los rayos X. Casi todos los tubos de rayos X diagnósticos tienen dos puntos focales, uno grande y otro pequeño (Figura 8). Últimamente, algunos dedicados a intervencionismo, introducen hasta un tercer foco. Como veremos a continuación, el más pequeño se utiliza cuando se requieren imágenes de alta resolución. El grande es apropiado para el resto de los casos, pero especialmente cuando se utilizan técnicas de alta potencia que requieren una gran capacidad de disipación de calor. La selección la realiza manualmente el técnico que opera en el equipo.

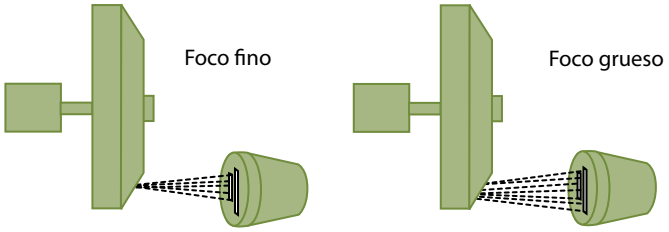


Figura 8. Foco fino: mayor resolución en la imagen; menor disipación de calor. **Foco grueso:** menor resolución en la imagen; mayor disipación de calor.

Los puntos focales pequeños oscilan entre 0,1 mm y 0,5 mm. Los grandes entre 1,0 mm y 2,0 mm. El punto focal de tamaño pequeño se asocia con un filamento pequeño y el punto focal de tamaño grande con un filamento mayor.

Principio del foco efectivo, (Figura 9). En radiología son necesarios puntos focales pequeños para mejorar la resolución geométrica de las imágenes (Cuanto más pequeño es un foco luminoso, más nítidas son las sombras que proyecta). No obstante, este requerimiento topa con un problema tecnológico importante: no podemos concentrar el calor tan intenso generado por los electrones en un área de tamaño muy reducido porque acortamos la vida útil del tubo.

Modificando el ángulo de forma adecuada se puede conseguir que, aún siendo el punto focal suficientemente grande para permitir una adecuada disipación del calor, el tamaño del mismo visto desde el eje del haz útil sea pequeño. Realmente, desde esa perspectiva, lo que se está viendo es solo una proyección del total del punto focal. Pero esa es la "vista" que del mismo tiene el propio re-

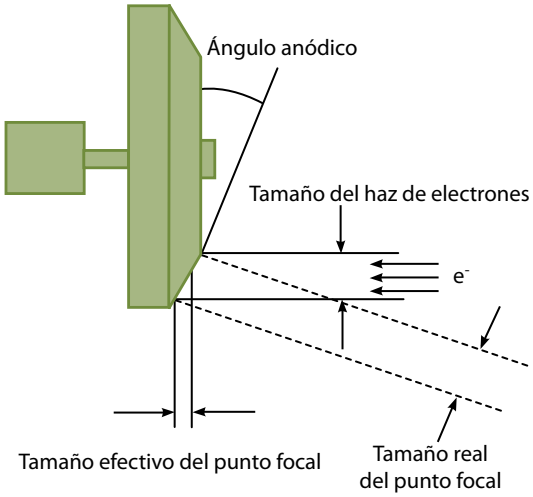


Figura 9. El foco efectivo es un efecto geométrico que permite obtener imágenes de buena resolución con puntos focales de tamaños suficientemente grandes.

ceptor de imagen. Por lo tanto, en la imagen conseguiremos un nivel de resolución y nitidez espacial suficiente. El área de esa proyección es el tamaño del foco efectivo y es la que consta en especificaciones de los fabricantes.

Los ángulos anódicos de los tubos suelen oscilar entre los 5º y los 15º y los tamaños de punto focales (efectivos) entre 0,1 mm y 2,0 mm.

Este truco se usa en ocasiones incluso para generar distintos tamaños focales en un tubo. En mamografía, por ejemplo, algunos fabricantes introducen un segundo tamaño focal en un tubo sin añadir un segundo filamento en el cátodo. Lo hacen insertando un motor que rota el tubo dándole un mayor o menor ángulo anódico y generando tamaños focales efectivos distintos.

El **blanco o diana** (target) es la zona del ánodo en la que impactan los electrones procedentes del cátodo. En los tubos de ánodo estacionario, el blanco consiste en un metal de aleación de tungsteno embebido en el ánodo de cobre. En los ánodos de tubo rotatorio, todo el disco giratorio es el blanco. En esos casos, el tungsteno suele ir en aleación con renio, lo cual le proporciona más resistencia mecánica para soportar el esfuerzo de la rotación rápida.

El tungsteno es el material de elección porque:

1) Tiene un alto número atómico, lo cual le confiere mayor eficiencia en la producción de rayos X a la vez que estos son de mayor energía.
2) Tiene una alta conductividad térmica, parecida a la del cobre; esto favorece la disipación de la gran cantidad de calor generada al impactar los electrones con el blanco.

3) Tiene un punto de fusión alto, lo cual evita que se funda o que se produzcan picaduras o burbujas.

No obstante, otros elementos se están usando como blancos en la fabricación de tubos de rayos X. Como veremos más adelante, molibdeno y rhodio son materiales alternativos en la fabricación de tubos para mamografía.

El **efecto talón** (Figura 10) es una consecuencia del ángulo anódico que, en principio, es perjudicial para la imagen. Consiste en una falta de homogeneidad en la tasa de fluencia energética del campo de rayos X en la dirección ánodo-cátodo; se obtiene un gradiente positivo en dicha dirección y sentido.

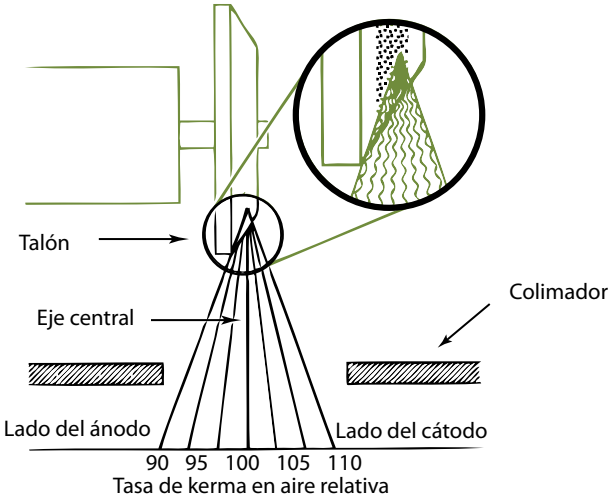


Figura 10. Representación esquemática del efecto talón en un ánodo de un tubo de rayos X.

Esto es debido a que la interacción entre los electrones y los átomos de tungsteno pueden producirse a una cierta profundidad del blanco. Algunos de los fotones que formarán el haz útil emergerán en la zona del haz más cercana al ánodo y otros lo harán en la zona del haz más cercana al cátodo. Los primeros habrán recorrido mayor distancia por el interior del ánodo y, por lo tanto, se tratará de una zona del haz más filtrada y de menor intensidad.

La parte del campo de rayos X cercana al lado del ánodo será, por lo tanto, de menor tasa de kerma en aire que la parte cercana al lado del cátodo.

Se trata, en principio, de un efecto indeseable por cuanto va a generar imágenes de densidad óptica o nivel de grises inhomogéneas. No obstante, este mismo efecto puede usarse en ocasiones (mamografía) para compensar las propias desigualdades de la anatomía que se radiografía. En el caso de la mama, co-

locar el tubo de forma que el ánodo quede en el lado del pezón (zona de menor absorción de la mama) facilitará que el efecto talón compense las desigualdades de absorción del propio órgano y redundará en una imagen más homogénea.

5. El generador del equipo de rayos X

El generador eléctrico de un equipo de rayos X es el conjunto de dispositivos eléctricos que nos permiten "comunicar " con el tubo de rayos X; esto es, que le proporcionan al tubo la corriente de filamento y la alta tensión adecuadas para generar el haz de rayos X de las características deseadas.

Estos dispositivos son variados y suelen dividirse en dos grandes áreas: la zona de baja tensión, que suele estar integrada en la propia consola de control del técnico y la zona de alta tensión, normalmente alojada en armarios eléctricos especiales.

En la primera distinguimos las siguientes partes: el compensador de línea, el autotransformador, el circuito de alta tensión y parte del circuito de filamento. En la segunda encontramos: el transformador de alta tensión, el rectificador de tensión y la parte del circuito de filamento situada después del transformador de filamento.

1) **Compensador de línea:** las variaciones de la tensión que la compañía suministra a un centro hospitalario pueden oscilar hasta en un 5%. Tal variación en la tensión de entrada conduce a una variación mayor en

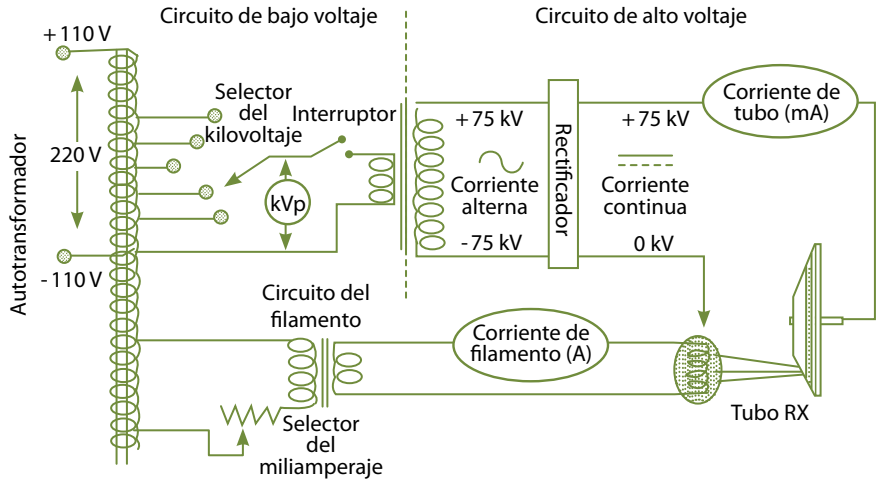


Figura 11. Esquema eléctrico detallado de un equipo de rayos X; se distinguen dos zonas eléctricas fundamentales: la de baja tensión, en la consola de control y la de alta tensión que incluye el tubo.

la salida de rayos X, lo que resulta incompatible con la consecución de imágenes de calidad suficiente. El compensador de línea incorpora un aparato para medir el voltaje que llega a la unidad y un control para ajustar esa tensión a 220 V exactamente. En algunas unidades antiguas, el técnico debía observar el medidor de tensión y ajustar manualmente la tensión de suministro con el control. En la actualidad los equipos nuevos realizan esta compensación de forma automática.

2) El **autotransformador** convierte los 220 V de entrada en tensiones distintas que son aplicadas al **circuito de filamento**, por una parte y al **circuito de alta tensión** por otra. En el primero, lo que se está haciendo es alimentar la parte del generador que se encarga de producir la alta intensidad de corriente que circulará por el cátodo, provocando la emisión termoiónica. A través del segundo, el autotransformador proporciona la tensión de entrada al transformador de alta tensión encargado de transmitir el kilovoltaje seleccionado al tubo de rayos X.

3) El **circuito de filamento** (Figura 12) es el responsable de la **corriente del tubo** de rayos X, o número de electrones que cruzan desde el cátodo hasta el ánodo por segundo, y que se mide en miliamperios (mA). Estos electrones son emitidos por el filamento y su número está determinado por la temperatura del mismo y esta, a su vez, está controlada por la **corriente de filamento.** Conforme aumenta la corriente de filamento, este se calienta más y libera más electrones por emisión termoiónica. Las corrientes de filamento normalmente oscilan entre 3 y 6 A. La corriente de tubo de

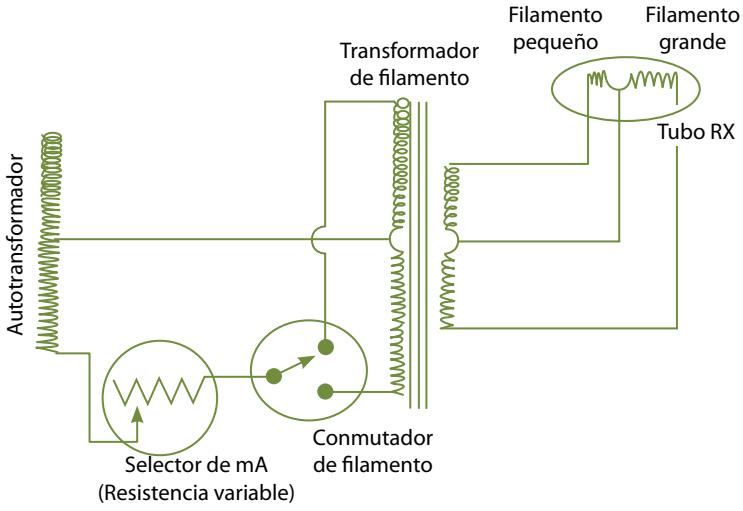


Figura 12. Esquema del circuito de filamento; se observan los dos circuitos paralelos para el filamento del foco fino y para el filamento del foco grueso.

rayos X se controla a través de un circuito separado, denominado circuito de filamento. La tensión que el autotransformador proporciona a este circuito es única. Luego, formando parte de este circuito, una resistencia variable la reducirá selectivamente en función de cuál sea el valor de mA seleccionado por el operador del equipo. La corriente de tubo de rayos X no se puede variar normalmente de forma continua; por lo general solo se proporcionan corrientes de valores discretos de mA (por ejemplo: 50, 100, 200, 300, etc.). Cada valor de estos está asociado a uno de los valores que puede adoptar la resistencia variable antes mencionada.

La tensión procedente del conmutador selector de corriente se suministra después al transformador de filamento. Este es un transformador reductor, de forma que la tensión suministrada a los filamentos es más baja que la suministrada al transformador del filamento. Asimismo, la corriente se aumenta a través del transformador del filamento en proporción a la relación de espiras, generándose la "Alta intensidad de corriente".

4) En el **circuito de alta tensión**, lo que hace el autotransformador es proporcionar al transformador de alta tensión una diferencia de potencial tal que la señal de salida de este último tenga el valor, en kV, que el operador ha seleccionado en la consola del equipo. Esto es así porque es mucho más seguro y fácil en términos de ingeniería variar una tensión baja y luego aumentarla, que elevar una tensión baja hasta el orden de los kilovoltios y luego modificar su magnitud. En este circuito se encuentra el control de tiempos de exposición.

5) El **transformador de alta tensión** (Figura 13) es un transformador elevador, lo que significa que el voltaje secundario (inducido) es superior al primario (suministro), ya que el número de arrollamientos secundarios en las bobinas es mayor que el de los primarios. La relación entre el número

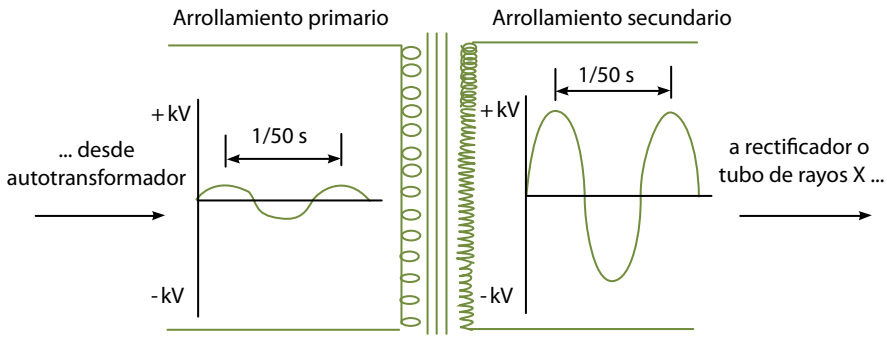


Figura 13. Esquema del transformador de alta tensión; el principio de las dos bobinas con distinto número de arrollamientos produce las diferencias de tensión deseadas entre la entrada y la salida.

de arrollamientos (o espiras) secundarios y el de arrollamientos primarios se conoce como **relación de espiras.** El aumento de tensión en el transformador es proporcional a la relación de espiras. La relación de espiras de un transformador de alta tensión suele oscilar entre 500 y 1000. Dado que los transformadores solo funcionan con corrientes alternas, las formas de onda de tensión de ambos lados del transformador son sinusoidales.

6) El **rectificador de tensión.** Aunque los transformadores operan con corriente alterna, cuyo periodo en Europa es de (1/50) s, (o lo que es lo mismo, una frecuencia de 50 Hz) y en los EE.UU. es de (1/60) s (60 Hz), los tubos de rayos X deben recibir corriente continua. Los rayos X son producidos mediante la aceleración de electrones desde el cátodo hasta el ánodo y no pueden ser originados por electrones que fluyan en dirección inversa. Los filamentos del cátodo no podrían soportar el calor generado por el impacto de los electrones en el caso de invertir el sentido de la tensión.

   Dado que el flujo de electrones solo debe hacerse en la dirección ánodo-cátodo, será necesario rectificar la tensión secundaria del transformador de alta tensión. La rectificación es el proceso de convertir la tensión alterna en tensión continua y, por tanto, la corriente alterna en corriente continua.

   A lo largo de la historia, esta rectificación de onda se ha ido perfeccionando, tanto en lo que a eficiencia para generar corriente continua se refiere como a la tecnología con la que se lleva a cabo.

   Con los años se han ido sucediendo distintos tipos de rectificación (Figura 14), del mismo modo que ha ido cambiando la tecnología con la que se conseguía este efecto, pasando de las antiguas válvulas de vacío a los actuales diodos de semiconductor:

a) Tensión "NO RECTIFICADA". En este caso, muy primitivo, el mismo tubo de rayos X hacía las veces de rectificador. No se realiza ninguna rectificación sobre la alta tensión de entrada al tubo. Dado que el ánodo no está construido para emitir electrones, durante los periodos en los que la tensión se invierte (cátodo positivo y ánodo negativo), sencillamente no hay corriente de tubo y, por lo tanto, no hay emisión de rayos X. La tensión aplicada al tubo de rayos X durante la mitad negativa del ciclo se conoce como **tensión inversa** y es perjudicial para el tubo de rayos X.

b) Tensión "RECTIFICADA de MEDIA ONDA". En estos equipos, uno o dos diodos insertados en el circuito de alta tensión evitan que al tubo se le aplique tensión negativa. En los intervalos de la onda alterna en los que la tensión es negativa, el tubo recibe tensión cero. La emisión de rayos X es pulsada, con intervalos en los que NO hay emisión.

c) Tensión "RECTIFICADA en ONDA COMPLETA". Un sistema de cuatro o más diodos, convenientemente dispuestos en un circuito de rectificación, permiten invertir las partes negativas de los ciclos de la tensión alterna. De esta manera se consigue mantener siempre positiva la onda de tensión apliacada al tubo. La emisión de rayos X es continua aunque con oscilaciones en su intensidad.

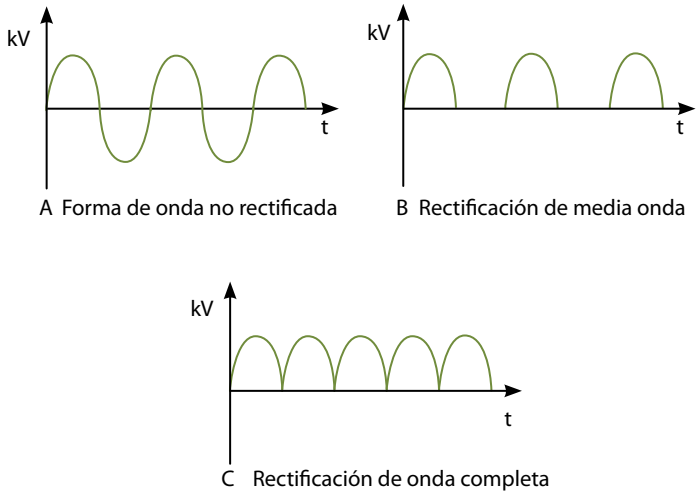


Figura 14. Esquemas de tres tipos de rectificación: A: forma de onda no rectificada; B: rectificación de semionda o media onda; C: rectificación de onda completa.

Hasta aquí hemos visto tres tipos de **rectificación monofásica**. La introducción de las **tres fases** en el suministro eléctrico propició una rectificación de onda completa de cada fase. El resultado final es una superposición de tres ondas rectificadas con un desfase de 1/3 del periodo propio de la tensión alterna. Esto conlleva la desaparición de las caídas a cero de la tensión que la rectificación monofásica de onda completa presentaba (rizado = 100%). Es la llamada **rectificación de onda completa trifásica**.

El rizado es, en porcentaje, la relación entre la diferencia entre máximos y mínimos de tensión y el valor de la tensión máxima. Cuando la tensión mínima es cero, el rizado es obviamente del 100%. En el caso de la potencia trifásica este valor se reduce hasta el 15%. El rizado óptimo sería 0%, valor correspondiente a un potencial continuo puro. Más tarde, los generadores comenzaron a utilizar circuitos eléctricos de alta frecuencia. Electrónicamente es posible convertir la potencia rectificada en onda completa a 50 Hz en frecuencias mayores (de 500 a 1000 Hz). En consecuencia el rizado se reduce a menos del 1%, obteniéndose ondas de tensión casi planas. Se trata de la **rectificación de alta frecuencia**.

La ausencia de zonas (o mejor dicho, momentos) de baja tensión a lo largo de una exposición de rayos X mejora la calidad del haz obtenido, eliminando gran cantidad de fotones de baja energía del haz y, por ende y como se verá en otros temas de este volumen, reduciendo significativamente las dosis a los pacientes.

Hemos visto que, cualquiera que sea el procedimiento de rectificación, la tensión o kV a lo largo de la exposición, nunca será 100% constante. Estas inestabilidades sugieren la introducción del concepto de kilovoltaje pico (kVp) que se define como el valor máximo de la tensión (en kV) a lo largo de la exposición. El kVp corresponde al valor de los picos de tensión que, dado que la forma de onda siempre es periódica, se repiten durante el tiempo que dura la exposición (con frecuencias que sí van a depender de la forma de rectificación utilizada).

6. Emisión de rayos X

Los electrones que viajan desde el cátodo hasta el ánodo constituyen la corriente del tubo de rayos X y a veces se les denomina **electrones proyectil.** Cuando esos electrones chocan contra los átomos del metal pesado del blanco (normalmente tungsteno), interaccionan con ellos y transfieren su energía cinética al blanco. Conforme se producen esas interacciones, los electrones proyectil disminuyen de velocidad y quedan casi en reposo. A continuación son conducidos a través del ánodo hacia los circuitos eléctricos asociados. Los electrones proyectil interaccionan con los electrones orbitales o los núcleos de los átomos del blanco por tres mecanismos diferentes, que dan lugar a emisiones energéticas diferentes:

1) Casi toda la energía cinética de los electrones proyectil se convierte en **calor**. Los electrones proyectil interaccionan con los electrones externos de los átomos del blanco, pero no les transfieren energía suficiente para ionizarlos. Los electrones de la capa externa pasan simplemente a un nivel de energía más alto (son excitados) volviendo inmediatamente a su estado de energía normal con emisión de **radiación infrarroja (calor).** Por lo general, más del 99% de la energía cinética de los electrones proyectil se convierte en calor. Es decir, a pesar de su sofisticación, el equipo de rayos X es una máquina muy ineficaz.

   La producción de calor en el ánodo aumenta en proporción directa al incremento de la corriente de tubo. La producción de calor también se incrementa de una forma casi directamente proporcional con la tensión pico. La energía térmica se mide convencionalmente en unidades de calorías o julios. En los tubos de rayos X, la capacidad del ánodo y la coraza para almacenar calor se mide en unidades térmicas o unidades de calor (heat units o HU). Una unidad térmica es el calor generado por una corriente de tubo de 1 kVp, 1 mA y 1 s ($HU = kVp \times mA \times s$).

La eficiencia de producción de rayos X es independiente de la corriente de tubo. Sin embargo esa eficiencia crece con la energía de los electrones proyectil (es decir, con el kV). A 60 keV, solo se convierten en rayos X el 0,5% de la energía. A 20 MeV, la eficiencia es del 70%.

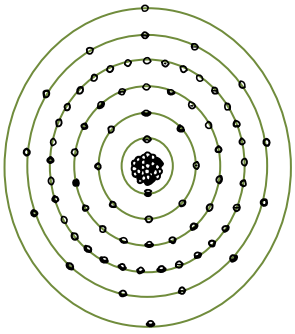
2) Se produce **radiación característica** cuando un electrón proyectil interacciona con un electrón de una capa interna del átomo blanco. Cuando esa interacción es suficientemente violenta como para ionizar el átomo blanco se origina radiación característica (Figura 15).

   El electrón de la capa interna que se ha ionizado ha dejado un "hueco" en su orbital que será ocupado por un electrón de una capa externa. El tungsteno, por ejemplo, tiene electrones hasta en la capa P y cuando es ionizado un electrón de la capa K, su hueco puede ser ocupado por electrones de cualquiera de las capas más externas. La transición de un electrón orbital desde una capa externa hasta otra interna va acompañada de la emisión de un fotón de rayos X de energía igual a la diferencia de energías de enlace de los correspondientes electrones orbitales (Tabla 1).

   Por ejemplo, la energía de enlace en la capa K es de 69,5 keV mientras que la de la capa L es de 12,1 keV. Por lo tanto el fotón de rayos X emitido en el tránsito de un electrón de la capa L a la capa K es de 69,5 keV - 12,1 keV = 57,4 keV.

   Por el mismo procedimiento comentado en el ejemplo anterior para la transición L-K, se pueden calcular la energía de los rayos X que resultan de las transiciones M-K, N-K, etc. Todos esos rayos X se denominan rayos X K, ya que proceden de la ionización de electrones de la capa K.

Tungsteno: W-184 (Z=74)		
Capa	Número de electrones	Energía de enlace aproximada (keV)
K	2	69,53
L	8	12,10
M	18	2,82
N	32	0,60
O	12	0,08
P	2	<0,01



Tungsteno

Tabla 1. Energías de enlace en los distintos orbitales del tungsteno, elemento más habitual de los ánodos de los tubos de rayos X.

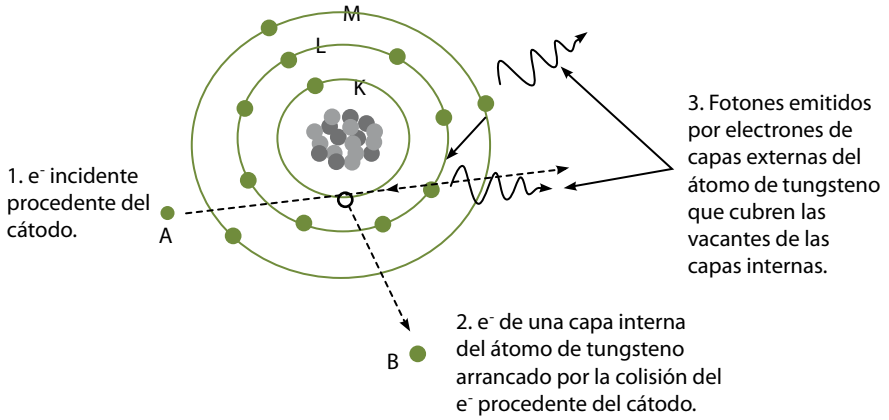


Figura 15. Representación gráfica de la emisión de un fotón de rayos X característico. El electrón proyectil A arranca un electrón de las capas internas del blanco, B. Otros electrones pueden cubrir la vacante y, en sus transiciones desde otros orbitales, emitir fotones de rayos X característicos.

Se producen rayos X característicos similares cuando el átomo diana es ionizado al ser desplazados electrones de otras capas como, por ejemplo la L; la vacante o hueco dejado por el electrón ionizado de la capa L sería ocupado por algún electrón de alguna capa más externa como la M, la N, etc. Los rayos X que resultan de las transiciones de electrones hasta la capa L se llaman rayos X L y tienen mucha menos energía que los rayos X K, tal y como se deduce de los valores de la tabla 2. Esto es debido a que la energía de enlace de los electrones de la capa L es mucho menor que la correspondiente a los electrones de la capa K. De modo similar, para un blanco de tungsteno se pueden producir rayos X característicos M, N e incluso O.

	Transmisión de un electrón desde...					
...hasta la capa...	Rayos X característicos	Capa L	Capa M	Capa N	Capa O	Capa P
	K	57,4	66,7	68,9	69,4	69,5
	L		9,3	11,5	12,0	12,1
	M			2,2	2,7	2,8
	N				0,52	0,60
	O					0,08

Tabla 2. Valores, en keV, de las energías de transición para el tungsteno correspondientes a rayos X característicos K, L, M, N y O.

Excepto los rayos X K, todos los rayos característicos del tungsteno tienen energías muy bajas (los rayos X L, por ejemplo, tienen aproximadamente 12 keV). A esas energías los fotones interactúan mediante efecto fotoeléctrico y la probabilidad de que penetren más allá de unos pocos centímetros en el tejido blando es muy baja. En consecuencia, son inútiles a efectos diagnósticos puesto que su probabilidad de formar imagen es prácticamente nula. Solo son útiles a este respecto los rayos X característicos K que tienen una energía media de 69 keV.

Este tipo de radiación X se denomina característica porque su energía es característica del elemento blanco (tungsteno, molibdeno, etc.).

3) Un tercer tipo de interacción es la producida cuando un electrón proyectil se aproxima lo suficiente al núcleo de un átomo del blanco como para interactuar con él. Esta interacción se establece en términos de atracción electrostática dada la carga negativa del electrón frente a la positiva del núcleo.

   Debido a ella el electrón proyectil se frena y se desvía respecto a su trayectoria primaria. En este proceso el electrón pierde energía cinética. Esa energía reaparece en forma de fotón de rayos X. Este tipo de rayos X se conoce como **radiación de frenado** o **bremsstrahlung** (el término en alemán) (Figura 16).

   Un electrón proyectil puede perder cualquier cantidad de su energía cinética al interaccionar con el núcleo de un átomo del blanco. Por ejemplo, un electrón de 70 keV puede perder toda o solo parte de su energía cinética por una interacción de frenado; el fotón de frenado producido tendrá una energía entre 0 y 70 keV. La radiación de frenado, por lo tanto y a diferencia de la radiación característica, presenta un espectro continuo.

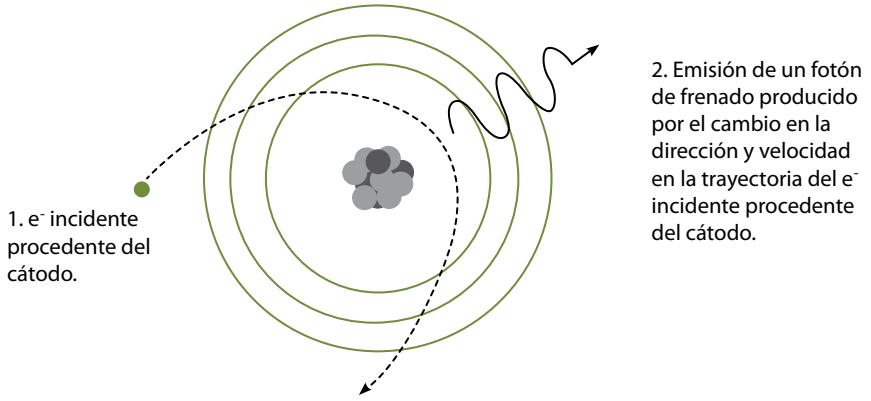


Figura 16. Representación gráfica de la emisión de fotones de rayos X de frenado. Los electrones proyectil en este caso interactúan con el núcleo del átomo del blanco. En el proceso de frenado, ceden parte de su energía a un fotón de rayos X que emerge con una energía igual a la energía cedida por el electrón proyectil.

Es posible producir rayos X de frenado con electrones proyectil de cualquier energía. Los rayos X K, sin embargo, requieren un potencial del tubo de al menos 70 kVp. En el campo diagnóstico, casi todos los rayos X están originados por frenado. A 100 kVp, por ejemplo, solo alrededor del 15% del haz de rayos X procede de la radiación característica.

7. El espectro del haz de rayos X

El **espectro de emisión** de un haz de rayos X es una representación gráfica de la distribución en energía de los fotones que constituyen el haz. En él se superponen el espectro continuo procedente de los fotones de frenado y el espectro discreto generado por los fotones característicos.

El conocimiento de los espectros de emisión de los rayos X es clave para comprender cómo afectan los cambios de la tensión de pico, la corriente, el tiempo y la filtración a las interacciones del haz de rayos X con los tejidos, con el receptor de imagen y, en definitiva, con cualquier material interpuesto en el mismo. Es, por lo tanto, como el DNI del haz de rayos X. Conociéndolo, podemos conocer cuál será la dosis absorbida en cualquier punto del paciente, cuál será la calidad de la imagen (contraste, densidad óptica o nivel de la señal etc.), cuál será la cantidad de radiación dispersa etc. Y así mismo, manipulándolo, podremos modificar estos últimos parámetros: dosis absorbida y calidad de imagen.

En el espectro de tungsteno que vemos en la figura 17 pueden observarse los picos correspondientes a los fotones característicos que provienen de la transición

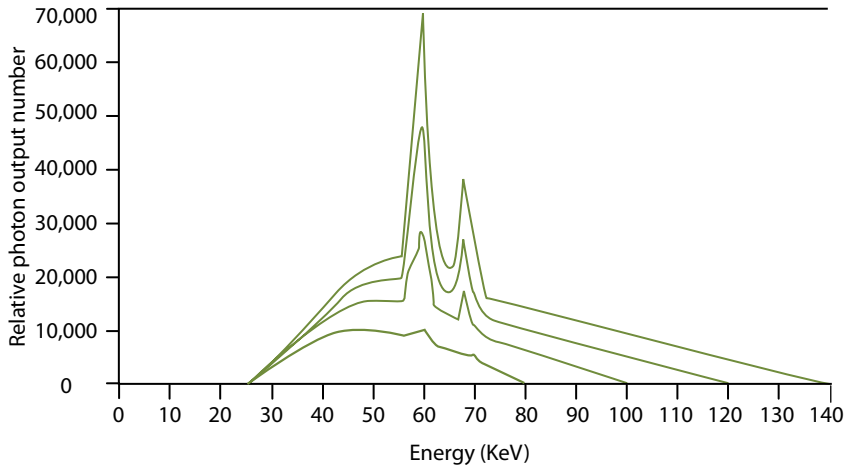


Figura 17. Espectro de emisión de haces de rayos X generados con tungsteno a distintos kilovoltajes pico (80 kVp, 100 kVp, 120 kVp y 140 kVp).

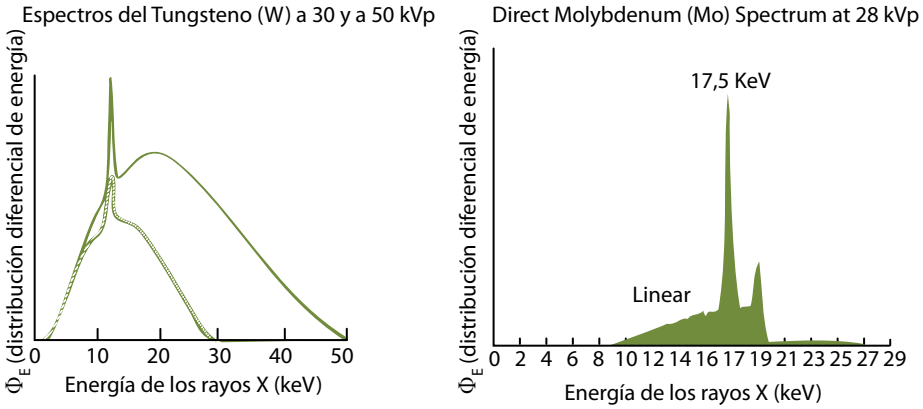


Figura 18. Comparación del espectro de emisión del W frente al del Mo para haces de energías pico bajas, de alrededor de 30 keV, usados en mamografía.

L-K (57,4 keV) y los que proceden de la transición M-K (66,7 keV). El resto de rayos X K tienen energías muy parecidas a la M-K y sus picos se confunden con este último. Por otra parte los rayos X L y sucesivos tienen energías tan bajas (< 12 keV) que no pueden atravesar la filtración del tubo. Por eso no aparecen en el espectro.

La energía máxima que puede tener un fotón en un haz de rayos X es, en keV, numéricamente igual a la tensión de pico seleccionada para generar ese haz (kVp). Es el valor máximo de energía alcanzado por el espectro. El espectro continuo (debido a la radiación de frenado) tiene un pico que se encuentra aproximadamente en una energía igual a la tercera parte de la energía fotónica máxima del espectro (40 keV para un haz generado con 120 kVp).

Una aplicación práctica del beneficio que supone el conocimiento de los espectros de los haces de rayos X es la comparación entre los espectros del Mo (Z = 42) y del W (Z = 74) para el mismo kVp (28 kV) para su uso en mamografía (Figura 18).

La mama es un órgano formado por tejidos de densidad másica y número atómico muy parecidos. Para potenciar al máximo la absorción diferencial que nos permita obtener imagen suficientemente contrastada, debemos usar tensiones muy bajas, de entre 25 y 30 kV. En esos rangos el efecto fotoeléctrico (que es el que realmente nos ofrece la absorción diferencial) predomina sobre el efecto Compton y nos proporciona una imagen adecuada. No obstante, los fotones del espectro cuyas energías estén por debajo de los 15 keV difícilmente llegarán al receptor y con toda probabilidad no contribuirán a la formación de la imagen.

Con estas premisas es fácil deducir que el W no es un buen ánodo para aplicaciones en mamografía. Su espectro para 28 kV está claramente más desplazado a

la izquierda que el correspondiente al Mo para la misma tensión. Este último tiene mucha menos radiación de frenado (característica propia de blancos de bajo Z); predomina en su espectro la radiación característica que, afortunadamente resulta ser de energías suficientemente altas como para contribuir a la imagen.

Uno de los factores que deben cuidarse en el equipo de rayos X es la presencia de filtración añadida en el tubo. Todo tubo tiene una filtración llamada **inherente** y que es debida básicamente al cristal de la ampolla que, aunque en la zona de la ventana por donde emerge el haz de rayos es más delgado, proporciona una primera filtración al haz. Este filtro suele ser insuficiente para eliminar la mayoría de fotones de baja energía del espectro. La presencia de estos fotones es indeseable por cuanto su probabilidad de contribución a la imagen es prácticamente despreciable. Por lo tanto van a contribuir a la dosis administrada al paciente sin proporcionar imagen. La mejor manera de eliminarlos es mediante una filtración suficiente del haz.

Por ello, se suele instalar una **filtración añadida** (normalmente láminas de Al o de Cu) que junto a la filtración inherente forman la **filtración total.** La presencia de una filtración total suficiente (> 2,5 mm de equivalencia en aluminio para equipos que puedan funcionar con tensiones superiores a los 70 kVp, según el Protocolo Español de Control de Calidad), garantizará una calidad de haz suficiente en el que los fotones blandos tengan poco peso específico (Figura 19).

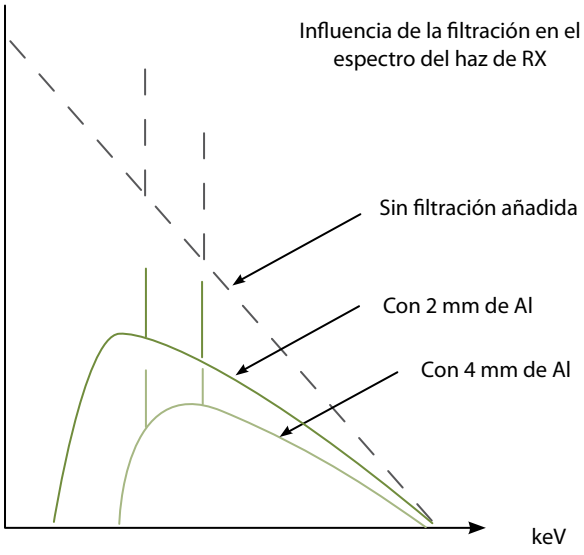


Figura 19. Efecto sobre el espectro del haz de emisión de la filtración añadida; se puede observar como, aún reduciendo la tasa de fluencia del haz en todo el rango de energías, esta disminución es más acentuada en la zona de bajas energías.

8. La técnica radiológica

8.1. Parámetros de la técnica radiológica: adquisición de imagen y escopia

La técnica radiológica y su gestión por parte del operador son sensiblemente distintas si se pretende adquirir imágenes o se trata de imagen de escopia en monitor de TV:

a) **Adquisición de imágenes**, en cuyo caso se requiere una selección previa de datos para una exposición intensa y breve (ms) que permita adquirir una imagen del paciente "fija" y de buena calidad.

b) **Escopia (visualización de imágenes dinámicas en tiempo real)**. En este caso se usan los rayos X para obtener imágenes dinámicas en tiempo real que se visualizan en un monitor de TV y que suelen usarse como guía para prácticas intervencionistas, quirúrgicas, etc. Las imágenes no se adquieren, no suelen usarse para el diagnóstico y no requieren de gran calidad. Suelen generarse con haces menos intensos pero que pueden durar periodos de tiempo largos.

La técnica radiológica manejada por el operador consta básicamente de tres parámetros seleccionables:

a) La **tensión, kilovoltaje pico**, o simplemente **kilovoltaje**. Es la alta tensión que el generador va a establecer entre cátodo y ánodo. Determina la energía con la que los electrones van a desplazarse del cátodo al ánodo. En el espectro, desplaza el punto de máxima energía del haz hacia la derecha (si aumentamos kV) o hacia la izquierda (si disminuimos kV). Como veremos, el uso de uno u otro kV va a afectar a la exposición que llegue al receptor, pero también al contraste inherente que el haz de rayos X transmite a la imagen.

b) La **corriente de tubo o miliamperaje** es la cantidad de electrones que se desplazan por unidad de tiempo del cátodo al ánodo. A mayor corriente de tubo, más fotones en el haz y más exposición en el receptor de imagen; su variación no afecta en este caso al contraste inherente del haz de rayos X.

c) El **tiempo** de exposición se selecciona cuando se adquieren imágenes. En escopia no hay tiempo que seleccionar previamente.

El producto **corriente de tubo (mA) x tiempo (s)** es el que determina la cantidad de fotones totales que habrá contenido el haz. Normalmente la imagen será la misma para alto mA y bajo tiempo o viceversa. Habitualmente se prefieren los tiempos cortos para evitar movimientos del paciente (ya sean voluntarios o involuntarios) que provocarían obtención de imágenes "movi-

das" que deberían rechazarse y repetirse. Para receptores de alta "sensibilidad" como por ejemplo los intensificadores de imagen, basta un valor pequeño de mAs para adquirir una imagen (por ej. 5 mAs); para receptores menos sensibles, como la película radiológica, se requieren valores más elevados de mAs (por ej. 50 mAs).

El kilovoltaje o tensión aplicada entre cátodo y ánodo va a determinar la energía máxima del haz y va a configurar su espectro. Un alto kV significará un haz energético, con más poder de penetración y será usado en principio para anatomías de alta absorción (abdómenes, proyecciones laterales de tronco, pacientes obesos) o para casos especiales en los que se quiera reducir el contraste para "borrar" estructuras óseas molestas como es el caso de las costillas en las proyecciones de Tórax. Un bajo kV significará un haz poco energético, con menos poder de penetración, que proporcionará un mayor contraste en la imagen pero que redundará en dosis en los pacientes mayores, ya que su menor poder de penetración deberá compensarse con un aumento de la carga de tubo (mAs) (Ver figura 20).

Un mA alto implica una corriente de tubo alta: alta corriente de filamento que proporcionará más electrones liberados por efecto termoiónico y, por lo tanto, mayor corriente de tubo. En el haz esto se traduce en una mayor fluencia de fotones. La variación de mAs no modifica la calidad del haz (la forma del espectro no varía) pero sí modifica su tasa de fluencia (el espectro se estira hacia arriba o se encoge hacia abajo). Usar más o menos mAs no va a variar el contraste inherente del haz una vez ha atravesado al paciente, pero sí modificará la exposición medida a la entrada del receptor (en el caso de una película radiológica, aumentará o disminuirá la densidad óptica de la misma).

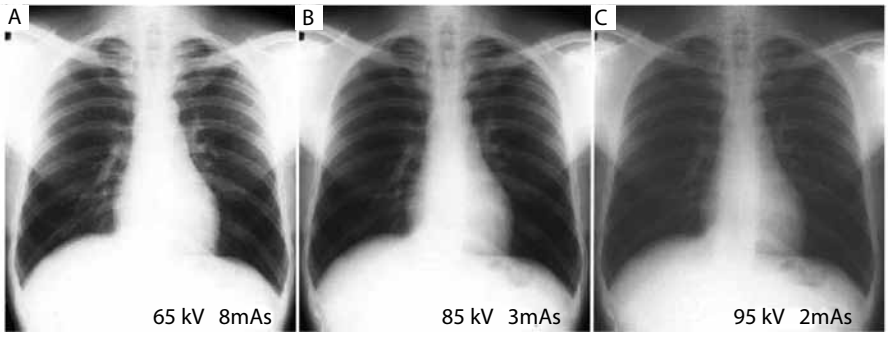


Figura 20. Radiografías de tórax en la que se puede observar el balance entre kilovoltios y mAs. Se puede apreciar que, en promedio, la densidad óptica (o nivel de negros) de la radiografía es la misma, sin embargo el contraste empeora a medida que aumenta el kilovoltaje.

8.2. El "Control Automático de Exposición" en adquisiciones de imagen

El "Control Automático de Exposición" (CAE) constituye un sistema automático de gobierno de tiempo en exposiciones realizadas para la adquisición de imágenes simples con película radiológica, CR o DR.

El CAE puede tener distintas naturalezas en función de cuál sea el sistema receptor de imagen:

a) Habitualmente, en cualquiera de los sistemas de adquisición de imagen, el CAE suele ser un conjunto de hasta tres cámaras de ionización colocadas junto al receptor. La señal recibida por las cámaras es analizada en tiempo real por el sistema hasta que, al alcanzar un cierto umbral previamente calibrado, ordena al generador la finalización de la exposición.

b) En los sistemas de adquisición digital más modernos (los paneles planos de la "Radiografía Directa" o DR), el CAE puede ser una zona de la propia matriz de detectores que configura el panel plano; en esa zona o región de interés, se integra la señal recibida y se decide cuándo esta es suficiente y, por lo tanto, puede finalizar la exposición.

c) En los sistemas de adquisición digital a través del "Intensificador de Imagen" (disponibles en telemandos, arcos intervencionistas e incluso en arcos quirúrgicos) el CAE consiste en un sistema de medición de luz de una o varias áreas de interés en la imagen de salida del intensificador. En este caso también se integra la señal luminosa medida hasta que esta llega a un cierto umbral de corte de la exposición. Este mismo dispositivo es el que se utiliza en escopia como "Control Automático de Intensidad" (CAI); es el que regula automáticamente el mA en escopia y por eso a menudo en este tercer caso, se confunde el CAE con el CAI.

En todos los casos, si el ajuste del umbral es correcto, se garantiza una correcta exposición del receptor y, por lo tanto, una imagen de calidad suficiente para el diagnóstico.

Con el uso del CAE el operador evita seleccionar tiempo (o mAs); basta con la selección del kV y, en su caso, del mA.

Cuando no se usa el CAE y se realizan adquisiciones de imagen (con cualquier tipo de receptor), se puede elegir entre la selección de kV, mA y tiempo (es la llamada **técnica de tres puntos**) o bien la selección exclusivamente de kV y mAs (**técnica de dos puntos**). En ese segundo caso el propio equipo determina el mA que utilizará y ajusta el tiempo para cumplir con el requisito solicitado de mAs. Como ya hemos comentado, normalmente el criterio usado en la selección

automática de mA es el de buscar tiempos de exposición lo más cortos posibles; esto es para reducir el riesgo de imágenes movidas o respiradas.

Si además el equipo incorpora CAE u otro sistema de control de tiempo de exposición, podemos llevar a cabo la adquisición con la única selección del kV (**técnica de un punto**).

Las modernas tecnologías permiten el uso de la llamada **técnica de cero puntos**, aunque hoy por hoy está disponible solo en algunos casos particulares:

a) En algunos mamógrafos se pueden realizar exposiciones sin selección previa de ningún parámetro. En estos equipos la selección de la calidad del haz (kV y, si hay posibilidad, ánodo y filtro) la realiza el propio equipo tras una primera exposición de 28 kV y muy pocos mAs (exposición muy tenue). La señal recogida por el CAE da información al procesador del equipo de la absorción de la mama en cuestión. En pocas décimas de segundo el equipo selecciona el kV adecuado para esta mama (así como el filtro y el ánodo si están disponibles distintos filtros y ánodos); a continuación se inicia la exposición que se prolongará el tiempo que determine el CAE.

b) En algunos equipos en los que la adquisición de imágenes se lleva a cabo a través del intensificador de imagen, tampoco es necesario elegir ni siquiera el kV para dichas adquisiciones. En su lugar, es necesaria la emisión de escopia previa con el paciente en posición de radiografiar. Esa escopia previa informa al sistema, a través de la señal medida por el CAI, de la absorción del paciente y a continuación le permite seleccionar el kV más apropiado (también se elegirá en función del tipo de exploración seleccionada de entre un menú de ellas). El mA suele ser determinado por el propio equipo y el tiempo de la exposición será gobernado por el propio CAI que hará las veces de CAE, como se ha explicado anteriormente.

8.3. El "Control Automático de Intensidad" en escopia

En estudios con escopia solo deben seleccionarse los parámetros de kV y mA. El tiempo no es de selección previa.

Sin embargo, si el intensificador de imagen incorpora un sistema de "Control Automático de Intensidad" (CAI), este será el que regulará la corriente de tubo (o mA, quedando a criterio del operador solo el kV). Este dispositivo suele consistir en un tubo fotomultiplicador que mide la intensidad luminosa de la imagen de salida del intensificador. Si detecta insuficiencia de brillo, ordena al generador aumentar el mA y viceversa.

En la actualidad muchos equipos incorporan sistemas totalmente automáticos de escopia (ya no se debe seleccionar ni el kV). Una vez seleccionado en la consola el tipo de exploración que se va a realizar, el equipo selecciona la curva kV-mA más apropiada. Estas curvas preprogramadas en el equipo establecen el valor de kV y mA. Según sea la absorción interpuesta en el haz, el CAI solicitará al generador que proporcione los kV y mA adecuados para la obtención de una imagen óptima. Esta pareja de valores kV-mA corresponderán a un punto en la curva sobre la que se está trabajando. En la figura 21 aparecen tres ejemplos de curvas típicas de técnica automática en escopia. Cada una de ellas se usa en función de los requerimientos de la imagen y de los niveles de dosis permisibles en cada exploración y para cada paciente.

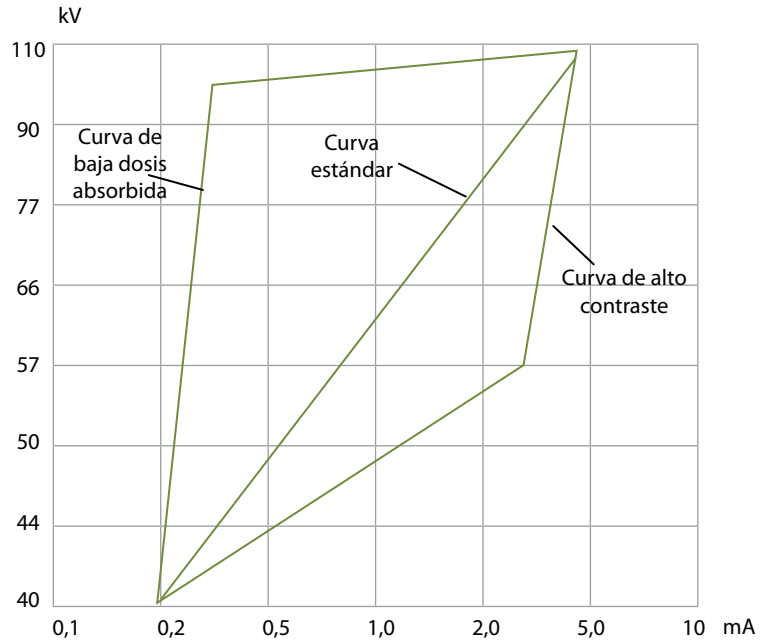


Figura 21. Curvas típicas de técnica radiológica automática en escopia. Según la curva que se haya elegido, el CAI del equipo elegirá la pareja kV-mA correspondiente en función de la absorción del paciente interpuesto en el haz. Las curvas de baja dosis potencian el valor del kV frente al del mA; ofrecen dosis de radiación bajas a costa de una pérdida de contraste. Las de alto contraste evitan aumentar demasiado el valor del kV y consiguen aumentar la señal a costa de incrementar el mA. Las curvas estándar tienen un comportamiento intermedio.

9. Bibliografía

[1] ARTHUR G.HAUS (1993). *Film processing in Medical Imaging*. Medical Physics Publishing. Madison, Wisconsin.

[2] CURRY TS III, Lea & Febiger (1990). *Christensen's introduction to the physics of diagnostic radiology*, Fourth Edition.

[3] J. DUTREIX, V. BISMUTO y M. LAVAL-JEANTENT(1969). *Traité de radiodiagnostic*. 1. L´image radiologique. ED. Masson and CIE.

[4] JOHNS H.E., CUNNINGHAM J.R. CHARLES C. THOMAS (1983) Springfield. *The physics of radiology*, Fourth edition.

[5] MANUEL GÁRATE ROJAS (1997). *Fundamentos de la Técnica Radiográfica*. 4ª edición. Agfa Medical.

[6] *Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico* (2002). Aspectos Técnicos. SEFM y SEPR. Revisión 1.

[7] ROBERT J.PIZZUTIELLO, JOHN E.CULLINAN. *Introducción a la imagen radiográfica médica*. Eastman Kodak Company.

[8] STEWART C. BUSHONG (1984). *Radiologic Science for Technologists* (Third Edition); C.V.Mosby Company; St. Louis-Toronto.

[9] STEWART C. BUSHONG (1984). *Radiologic Science for Technologists. Physics, biology and protection*. Third edition. The C.V. Mosby Company. Toronto.

[10] STEWART C. BUSHONG (2010) Barcelona. *Manual de Radiología para técnicos* (Novena edición); Elsevier Mosby.

[11] SYBIL M. STOCKLEY (1992). *A Manual of Radiographic Equipment*. Churchill Livingstone, 4th edition.

[12] *The Physics of Radiodiagnosis*. The Hospital Physicists' Association. Scientific Report Series 6. Second edition 1977.

Tema 2:
La imagen radiológica y su generación

Ignacio Hernando González
Ricardo Torres Cabrera
Xavier Pifarré Martínez

La imagen radiológica y su generación

Ignacio Hernando González, Ricardo Torres Cabrera
Servicio de Radiofísica y P.R. - Hospital Universitario Río Hortega
Xavier Pifarré Martínez
Servicio de Radiofísica - Hospital Universitario Puerta de Hierro
ihernandogo@saludcastillayleon.es

1. La imagen radiográfica clásica

El radiodiagnóstico médico es fundamentalmente una técnica de diagnóstico por la imagen. Se basa en la posibilidad de obtener informaciones relevantes relativas a la salud o a la enfermedad de un individuo a partir de los patrones morfológicos observados en imágenes de sus estructuras anatómicas. Para obtener esas imágenes se emplean diferentes agentes físicos y, entre ellos, de manera muy destacada, los rayos X. Los rayos X presentan ciertas peculiaridades significativas en comparación con otros agentes utilizados en medicina: por un lado, su generación y uso exigen una tecnología compleja; por otro, se trata de radiaciones ionizantes que conllevan un riesgo radiológico y están sometidas por ello a una normativa relativamente estricta. La tecnología de su generación y uso y las dosis producidas por los rayos X son materias a las que es preciso prestar atención. Pero ningún análisis de estas cuestiones tiene sentido si no toma como referencia el objetivo último de las mismas, esto es, la producción de imágenes adecuadas para la formulación de diagnósticos médicos.

Para el estudio de la imagen radiológica es ventajoso, por razones metodológicas, partir de los procedimientos más básicos y de más larga tradición en radiodiagnóstico. Entre ellos destaca la radiografía clásica que, en su forma más convencional, tiene como objeto la obtención de imágenes bidimensionales de las estructuras internas de un individuo mediante la impresión de una placa radiográfica sometida a un haz de radiación que, procedente de un tubo de rayos X, atraviesa la sección anatómica de interés.

A pesar de la introducción de nuevas técnicas, especialmente en las últimas décadas del siglo XX, la radiografía convencional sigue siendo una exploración muy frecuente en los servicios de radiodiagnóstico. En comparación con moda-

lidades de indudable potencia y de reconocido prestigio, como la tomografía computarizada o la resonancia magnética, la radiología convencional clásica sigue siendo una herramienta de notable eficiencia, de probada rentabilidad económica y con un papel estratégico en el ámbito del diagnóstico médico.

La radiografía clásica estaba asociada hasta hace muy poco tiempo a la película radiográfica, a la "placa". Esa placa tenía y tiene la virtud de servir simultáneamente de detector de rayos X sobre el que se forma la imagen, de soporte de esa imagen para su visualización y análisis, y de sistema de almacenamiento y archivo. Como se verá más adelante, esa simultaneidad de funciones es también el origen de ciertas limitaciones que han ido contribuyendo a su pérdida de protagonismo y a su sustitución por otros soportes. No obstante, una aproximación a la teoría de la imagen radiológica se inicia muy convenientemente a partir del análisis de la imagen radiográfica convencional sobre placa.

1.1. Características de la imagen radiográfica convencional

La radiografía convencional es una técnica de obtención de imágenes por transmisión. La radiación emitida por un tubo de rayos X atraviesa la zona a explorar y alcanza después el detector. El haz emitido por el tubo tiene una distribución de intensidad esencialmente uniforme antes de incidir sobre el paciente. La absorción y la dispersión de fotones al interaccionar con los tejidos de éste dan lugar a una alteración de dicho haz, que contiene información sobre las estructuras atravesadas. Su registro en el sistema de imagen es lo que se conoce como radiografía.

Una radiografía es una imagen de proyección, esto es, la atenuación de los rayos X por interacción con estructuras tridimensionales se proyecta en el plano bidimensional del detector. Ello supone obviamente una reducción de la información: las propiedades de todos los tejidos situados en una misma línea de proyección se suman de manera indiscernible en un punto de la imagen. Sin otras proyecciones adicionales o sin alguna otra clave externa, es imposible, por ejemplo, determinar a qué profundidad se encuentra una lesión evidenciada en la imagen.

La radiografía clásica es una imagen en negativo: Las áreas correspondientes a estructuras livianas o inexistentes presentan un máximo de señal, o una densidad óptica máxima si se prefiere. Y, al revés, aquellas secciones del haz de rayos X que atraviesan estructuras complejas y muy atenuantes dan lugar a señales débiles que se traducen en una baja densidad óptica.

La radiología convencional se enfrenta como es lógico a los problemas típicos de optimización de un sistema de imagen. Por un lado, es necesario conseguir dispositivos que hagan un uso eficiente del agente empleado, los rayos X, que, por sus propiedades ionizantes, deben considerarse siempre como un factor po-

tencialmente tóxico para el paciente y para los operadores. Por otro, es preciso igualmente limitar y controlar los elementos que pueden contribuir a degradar la relación señal-ruido y la calidad de la imagen en general. En los apartados siguientes se analizarán algunas de las cuestiones más relevantes en este contexto.

1.2. Interacción de los rayos X con la materia

Como se ha dicho, el haz de rayos X emergente del tubo, esencialmente uniforme en un plano perpendicular a su eje, interacciona con los tejidos del paciente al atravesarlo y, debido a esa interacción, emerge al otro lado del paciente con información sobre las estructuras atravesadas, información que se traducirá en una imagen al incidir sobre la película o sobre otro receptor alternativo.

Aunque la radiación electromagnética interacciona de modos muy diversos con la materia, los procesos relevantes desde el punto de vista de la formación de la imagen a la energía de los rayos X que se emplean en radiodiagnóstico pueden reducirse a sólo dos fundamentales: el *efecto fotoeléctrico* y la *dispersión Compton*.

1.2.1. Efecto fotoeléctrico

Cuando un fotón interacciona con un átomo transfiriendo toda su energía a un electrón de las capas internas, K o L por ejemplo, este electrón sale con una energía que es la diferencia entre la del fotón incidente y su energía de enlace. La consecuencia es que el fotón desaparece completamente y se trata de un proceso de absorción pura. Aunque la vacante producida dará lugar a

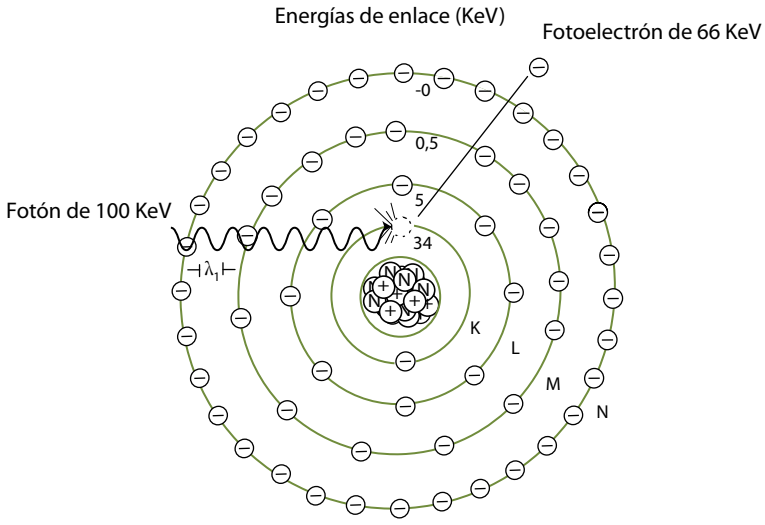


Figura 1. Absorción fotoeléctrica.

su relleno con un electrón de una capa superior, con emisión de un fotón de energía característica, este fotón tendrá una dirección aleatoria y, en la inmensa mayoría de los casos, distinta de la del fotón incidente. En definitiva, cuando se produce una interacción por efecto fotoeléctrico, el haz pierde un fotón que ya no llegará al sistema de imagen. En la figura 1 se muestra un esquema de este proceso.

La absorción fotoeléctrica es un fenómeno preponderante cuando la energía del fotón incidente es superior pero próxima a la de enlace de un electrón atómico. Es importante tener presente que, para una energía fotónica superior a la de enlace, la probabilidad de interacción fotoeléctrica es aproximadamente proporcional a Z^3/E^3, donde Z es el número atómico del material y E, la energía del fotón incidente. Eso explica por qué resulta tan patente la presencia del tejido óseo (rico en calcio, de número atómico igual a 20) o de los contrastes yodados (número atómico del yodo igual a 53) en un entorno de tejidos biológicos compuestos mayoritariamente de hidrógeno, carbono, nitrógeno y oxígeno, de números atómicos 1, 6, 7 y 8, respectivamente. También explica por qué la radiografía convencional emplea energías de rayos X relativamente moderadas y cómo al incrementarse la energía se reduce drásticamente el contraste de las imágenes.

1.2.2. Dispersión Compton

La dispersión Compton, o dispersión inelástica, tiene lugar de manera predominante cuando la energía del fotón incidente es muy superior a la energía de enlace del electrón afectado. Cuando se produce (véase figura 2), el fotón no es absorbido sino dispersado con un cambio de dirección y una pérdida de energía que es pequeña para ángulos de dispersión también pequeños y mayor para dispersiones más importantes.

La probabilidad de la interacción Compton no está correlacionada con el número atómico sino con la densidad electrónica del material, que es aproximadamente constante para todos los componentes de los tejidos biológicos con la excepción del hidrógeno, que presenta un valor cercano al doble de lo normal. Además, la interacción Compton reduce su probabilidad al aumentar la energía, pero de manera inversamente proporcional a la primera potencia de ésta.

En lo que a la formación de imágenes afecta, se puede resumir que la interacción Compton distingue poco entre unos materiales biológicos y otros, que da lugar a la aparición de radiación dispersa (la cual llegará al soporte de imagen sin correlación con las estructuras atravesadas por el haz) y que va siendo más dominante que el efecto fotoeléctrico conforme aumenta la energía de los rayos X.

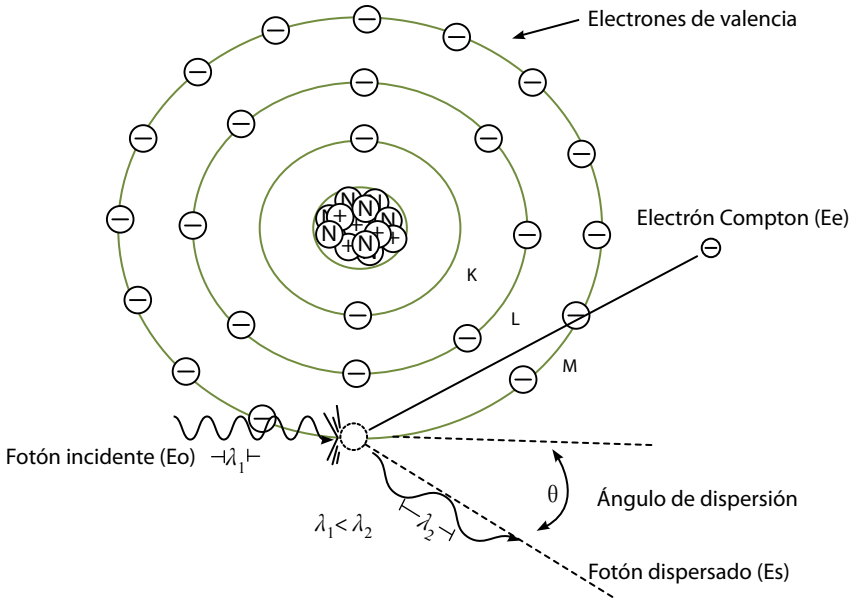


Figura 2. Dispersión Compton.

1.3. Calidad de imagen: resolución y contraste

Dando por hecho que la transmisión de rayos X a través de un objeto tridimensional es capaz de producir una representación bidimensional de dicho objeto, basada en la mayor o menor absorción y dispersión producida en la interacción con las estructuras atravesadas, es lógico suponer que un objetivo adicional es que tal representación sea fiel y dé la mayor información posible. La fidelidad y la riqueza de la información contenida en la representación suele evaluarse en términos de la *calidad de la imagen*. La calidad de imagen no puede medirse en una escala simple. Sin embargo, y aunque siempre incorpora un cierto carácter cualitativo, subjetivo si se quiere, la calidad de imagen puede describirse a partir de un conjunto de magnitudes y conceptos, cuantificables y más o menos interrelacionados entre sí.

De una manera intuitiva podría decirse que, para considerar buena una imagen radiográfica, debe ser posible, por un lado, visualizar en ella objetos de pequeño tamaño, detalles finos o bordes nítidos. Por otro, también debe ser posible que la imagen permita distinguir estructuras diferentes pero con propiedades relativamente similares en cuanto a interacción con los rayos X, como es el caso de muchos tejidos biológicos. La primera de las cuestiones puede cuantificarse a partir del concepto de *resolución espacial*. La segunda se puede tratar en términos de *resolución de contraste*.

La resolución espacial y la resolución de contraste están relacionadas y condicionadas tanto por la *intensidad* de la señal como por el *ruido* de la imagen. El ruido en la imagen radiológica, además de eventuales causas externas comunes con otros campos, suele tener una componente importante originada en la fluctuación estadística de la señal, asociada al hecho de que ésta está formada en ocasiones por muy pocos sucesos: es el llamado *ruido cuántico*.

Los detectores y los accesorios utilizados influyen obviamente en la calidad de imagen y en los diversos parámetros mencionados. Una evaluación global de esa influencia, muy pertinente sobre todo a efectos de comparación entre unos sistemas de imagen y otros, puede hacerse a partir de una combinación de todos ellos en el concepto de *eficiencia de detección cuántica* (DQE, de *detective quantum efficiency*) del que se hablará más adelante. En este párrafo será suficiente con abordar las ideas de resolución espacial y de contraste.

1.3.1. Resolución espacial

La resolución espacial es una medida de la capacidad de un sistema de imagen para producir imágenes de objetos en función del tamaño de éstos. El *límite de resolución espacial* clásico se relaciona con la mínima distancia a la que dos objetos pueden situarse de modo que la imagen los presente como separados.

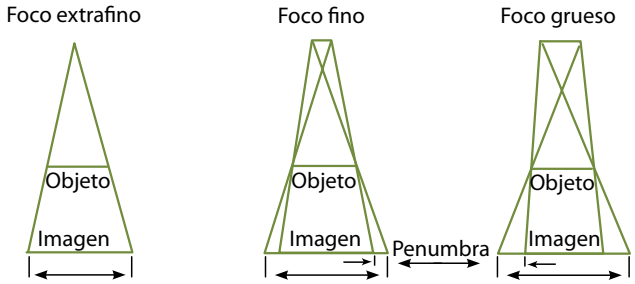


Figura 3. Tamaño de foco y resolución.

Son muchos los factores que contribuyen a degradar la resolución espacial de un sistema radiográfico. Unos son puramente geométricos, otros, cinéticos y otros tienen que ver con las características del propio receptor de imagen. Entre los primeros, algunos son fáciles de identificar, como, por ejemplo, los asociados al tamaño finito del foco emisor de rayos X, tal y como se comentaba en el capítulo anterior. En la figura 3 se ilustra el caso: si el foco emisor de rayos X, esto es, la zona del blanco sobre la que impactan los electrones acelerados, fuese puntual, la sombra de un objeto que interceptara parcialmente el haz sería siempre de tamaño proporcional al objeto y de bordes nítidos. Sin embargo, el foco tiene un tamaño finito (con dimensiones de entre 0,1 mm y 1,5 mm, para la mayoría de los tubos de

rayos X) y, por ello, la sombra del objeto no está perfectamente definida en sus bordes sino que se presenta rodeada de una *penumbra*. La penumbra emborrona la representación del objeto. Cuando el tamaño de éste es del orden de magnitud de las dimensiones del foco, la sombra y la penumbra pueden tener también tamaños similares; si varios objetos como ése están situados próximos entre sí, las penumbras pueden hacer que los objetos no sean distinguibles en la imagen.

Otros factores como las distancias foco-objeto y foco-imagen tienen efectos de orden geométrico sobre la nitidez y sobre la resolución espacial. La borrosidad asociada a un eventual movimiento del objeto radiografiado durante la exposición a los rayos X es también bastante evidente. La influencia del sistema de imagen necesita un análisis caso por caso, que se abordará en su momento.

Para un sistema ideal, la imagen de un punto debería ser un punto. En los sistemas reales, de resolución limitada, la imagen de una señal de entrada puntual, que responde a una función delta de Dirac, es una *función de dispersión de punto* (*PSF*, de "point spread function"), que describe la dispersión lateral de la información en un sistema de imagen.

Es muy común dar la información referente a las propiedades de resolución de un sistema no en el dominio espacial sino en el dominio de frecuencias, en términos de la llamada *función de transferencia de modulación* (*MTF*, de modulation transfer function). De hecho, la MTF se puede obtener a partir de la transformada de Fourier de la PSF.

La MTF describe en qué medida un sistema de imagen preserva el contraste original, en función de la frecuencia espacial. En la figura 4 se muestra la forma típica de la MTF para un sistema de imagen radiográfico convencional.

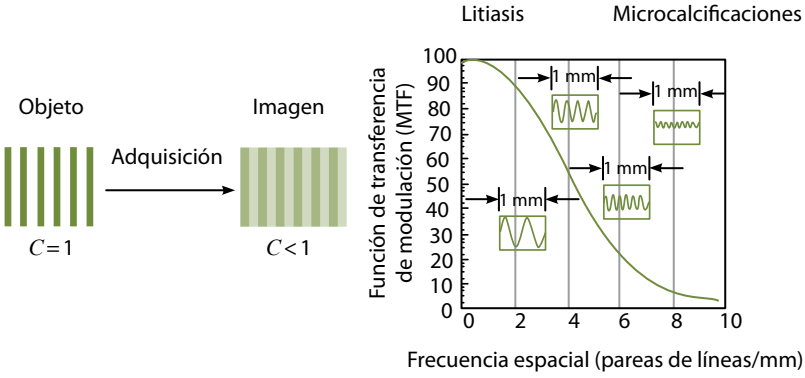


Figura 4. Función de transferencia de modulación (MTF). El esquema de la izquierda ilustra la pérdida de contraste que introduce el sistema de imagen en la adquisición de la misma. La MTF cuantifica esta pérdida de contraste en función de la resolución espacial del objeto cuya imagen se adquiere.

En ella se percibe como una señal de entrada de frecuencia espacial relativamente baja, del orden de un ciclo por milímetro, por ejemplo, produce a la salida una imagen en la que dicha frecuencia se mantiene con muy ligera pérdida de información. Sin embargo, conforme aumenta la frecuencia espacial, esto es, a medida que el tamaño de los componentes es menor, la salida en términos de imagen se ve reducida en contraste. Cuando la frecuencia es suficientemente grande como para que la MTF se aproxime a cero, sólo quedará un porcentaje muy pequeño del contraste original y el detalle se habrá hecho invisible en la imagen. La MTF puede interpretarse como la relación entre el contraste de la imagen y la frecuencia de los objetos a visualizar.

En los sistemas clásicos analógicos era frecuente dar como referencia algunos puntos de la MTF. Además de la frecuencia de corte, esto es, el valor de la frecuencia espacial a la que la MTF se anula, solía especificarse la frecuencia para la que la MTF alcanza el valor del 2%, o del 4%, entendiendo que este valor de contraste corresponde aproximadamente al límite inferior discernible en una imagen por el ojo de un observador entrenado. O dicho de otra manera, cuando en la imagen de un patrón de barras se alcanza a distinguir una cierta frecuencia espacial, puede aceptarse que esa frecuencia es a la que la MTF se reduce a valores situados entre el 2% y el 4%.

1.3.2. Resolución de contraste

La posibilidad de distinguir en la imagen objetos o áreas que corresponden a zonas del objeto original con propiedades similares de absorción para los rayos X es una cuestión clave. Muchos tejidos biológicos plantean ese tipo de cuestiones, como es el caso del tejido muscular y su entorno en el caso del abdomen o el del tejido glandular y el tejido graso en la mama. El clásico *umbral de sensibilidad a bajo contraste* describe el porcentaje de contraste original mínimo necesario para dar lugar a algo discernible en la imagen.

Son muchos los factores que limitan el contraste en la imagen. Para lo que aquí interesa, valdría con llamar la atención sobre algunos de ellos: el espectro del haz de rayos X incidente, la mayor o menor abundancia de radiación dispersa y las características del sistema de imagen.

La energía del haz de rayos X, relacionada directamente con la tensión en el tubo en el momento del disparo, y en menor medida con la filtración, es un elemento fundamental para regular el contraste en la imagen. Esto es especialmente cierto en la radiología con película radiográfica. También lo es, aunque de manera menos crítica, en la digital. Como se ha dicho, a energías mayores tiene mayor peso el efecto Compton, que distingue muy poco entre unos tejidos y otros. Incrementar la tensión en el tubo de rayos X (y, por tanto, la energía del haz) es ventajoso en la medida en que contribuye a hacer a éste más pene-

trante y permite obtener una mayor señal en el sistema de imagen con menor carga en el sistema emisor y con menor dosis al paciente. Sin embargo, supone un coste en términos de pérdida de contraste en la imagen. Parte de la eficiencia de un sistema de radiología consiste en encontrar una adecuada solución de compromiso a esta cuestión.

Otra causa de pérdida de contraste es la presencia de radiación dispersa. Este tipo de radiación llega al sistema de imagen de manera no correlacionada con las estructuras atravesadas y tiende a emborronar la imagen, esto es, a reducir el contraste. La radiación dispersa está asociada también al efecto Compton y aumenta claramente cuanto mayor es el volumen irradiado. Se emplean elementos de colimación del haz (conos y diafragmas), así como compresores para reducir en lo posible este volumen. Por otra parte, se emplean rejillas antidifusoras justo por delante de la placa radiografía o del receptor correspondiente, con objeto de mejorar la relación entre radiación directa y radiación dispersa que llega al sistema de imagen.

1.3.3. Latitud

El concepto de latitud hace referencia a una propiedad de los sistemas de imagen inversa en cierto modo a la resolución de contraste. Se corresponde con el rango dinámico de adquisición, esto es, con el intervalo de intensidades de señal, de dosis si se prefiere, dentro del cual el sistema responde de manera adecuada. En el caso de los sistemas clásicos de película-pantalla, dada la forma de la curva característica de la que luego se darán algunos detalles, disponer de una buena resolución de contraste implica inevitablemente restringir de manera importante la latitud. Por el contrario, aumentar la latitud sólo es posible si se acepta un contraste reducido en la imagen.

En la mayor parte de las aplicaciones de la radiología general se puede aceptar una latitud relativamente pequeña; pero hay una excepción importante, la radiografía de tórax, en la que el fuerte contraste intrínseco existente entre el tejido pulmonar, el mediastino y el hueso de las costillas hace preferible el uso de sistemas de latitud mayor.

La latitud limitada de los sistemas de película-pantalla reduce las posibilidades de acumular información en una misma imagen. Por otra parte plantea un problema técnico de cierta envergadura en la medida en que obliga a que la exposición a los rayos X se produzca dentro de límites relativamente estrechos, dando lugar a la repetición no deseada de disparos cuando se producen errores en esa exposición, con el consiguiente incremento de la dosis. A cambio, es preciso reseñar que también pone un límite intrínseco a las dosis que se administran a los pacientes, puesto que si se emplean dosis mayores se obtienen placas excesivamente oscuras e inservibles para el diagnóstico.

1.4. El sistema película-pantalla de refuerzo

1.4.1. Propiedades de las emulsiones fotográficas

Las placas radiográficas empleadas en medicina están constituidas por una película, generalmente de poliéster u otro material plástico conveniente, sobre la que se deposita, por una cara, o más frecuentemente por las dos, un revestimiento de emulsión sensible a la radiación electromagnética.

El componente básico de la emulsión es una mezcla de cristales de bromuro y otros haluros de plata dispersos en una base de gelatina. La mezcla lleva una colección compleja de aditivos: endurecedores, humectadores, fungicidas, plastificadores y agentes antivelo. Todos ellos contribuyen a estabilizar la emulsión y a hacer posible y eficiente el proceso posterior de revelado y fijado de la imagen, así como su conservación posterior. La emulsión se adhiere a la película de soporte mediante una capa de substrato y se protege de agentes externos mediante una capa protectora. En la figura 5 se muestra en esquema un corte de una placa radiográfica.

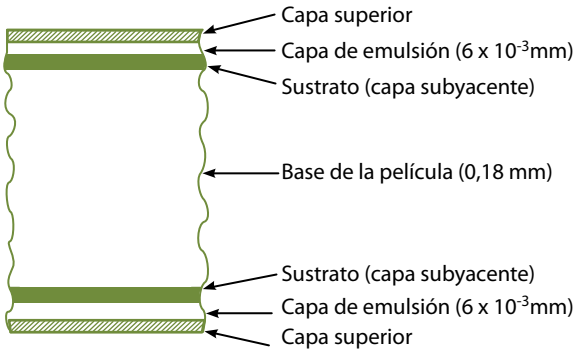


Figura 5. Esquema de un corte de película radiográfica.

Las propiedades de una emulsión radiográfica dependen de los aditivos empleados y de las proporciones en que se encuentran los haluros de plata empleados. Pero de manera muy notable sus propiedades están relacionadas con el tamaño y con la forma de los cristales. El proceso fotoquímico que tiene lugar cuando un fotón interacciona con el material fotosensible es muy complejo e incluye numerosas etapas, reversibles unas y otras irreversibles. Puede decirse de manera simplificada que son precisos varios impactos en un mismo cristal para que se produzca la reducción de la sal de plata contenida en él, lo que conducirá en el proceso de revelado al depósito de un grano de plata metálica. En las zonas donde no se produce tal reducción, la sal permanece y es disuelta y arrastrada en el procesado posterior.

En general puede decirse que el tamaño medio de los cristales determina la sensibilidad de la emulsión: cristales grandes implican altas sensibilidades (o altas velocidades de la película), mientras que los cristales pequeños están asociados a sensibilidades (o velocidades) menores. Del mismo modo, el contraste de la película viene asociado a la distribución del tamaño de los cristales. Una amplia gama de tamaños hace que, para exposiciones reducidas, los más grandes sean susceptibles de revelado pero no los demás. A medida que aumenta la exposición, más cristales, de tamaños menores, intervienen en la formación de la imagen. A exposiciones muy grandes, incluso los cristales más pequeños resultan reducidos. En definitiva, una gama extendida de tamaños de cristal implica una gran latitud y un contraste relativamente menor. Por el contrario, una distribución estrecha de tamaños de cristal en la emulsión da lugar a películas de alto contraste.

Todo este tipo de relaciones dan lugar a un comportamiento de la película que suele describirse mediante la llamada curva característica, de la que se habla más adelante.

1.4.2. Pantallas de refuerzo

Desde hace muchos años, en la radiología con película no se emplean las placas aisladas como receptor de imagen. Siempre se utilizan junto con las llamadas *pantallas* (o cartulinas, por el material del que originalmente se construían) *intensificadoras* o *de refuerzo*. La razón es que los rayos X son muy penetrantes y, en su interacción con un material tan delgado como es una emulsión radiográfica, apenas se absorben, a las energías típicas del radiodiagnóstico, más que en una muy pequeña proporción (del orden del 1%, habitualmente). Ello da lugar a una eficiencia muy baja en la utilización de tales rayos X para la formación de la imagen.

Las pantallas de refuerzo están constituidas por una capa de material fluorescente, relativamente gruesa, sobre un soporte adecuado. Cuando incide un haz de rayos X sobre ellas, se absorbe en mucha mayor proporción. Además, la energía capturada se reemite en forma de radiación electromagnética en el intervalo de la luz visible o del ultravioleta cercano. Esta luz, muy reforzada en el sentido de que por cada fotón de rayos X se produce un número muy elevado de fotones de baja energía, es la que llega a la emulsión fotosensible. La señal disponible, por tanto, es mucho mayor. La radiografía con pantallas permite reducir la dosis al paciente y la generación de rayos X en factores de entre 10 y 100.

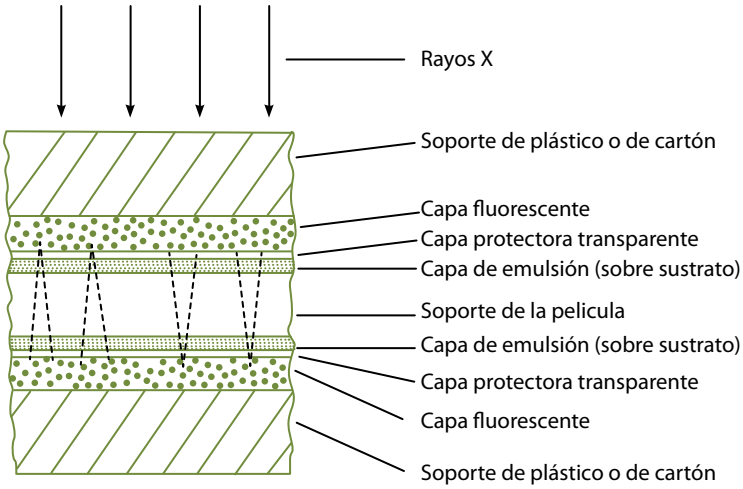


Figura 6. Esquema de un corte de una combinación película-pantalla.

Para las películas de emulsión por una sola cara, como las que se emplean frecuentemente en mamografía, se utiliza una pantalla de refuerzo única en contacto con el lado sensible. Sin embargo, cuando la emulsión está depositada en ambas caras de la película, han de colocarse dos pantallas, una en contacto con cada una de las emulsiones. En la figura 6 se da un esquema de este montaje dentro del chasis estanco a la luz que es la forma habitual de preparar el sistema de imagen en radiografía convencional.

Las pantallas de refuerzo emplearon originalmente materiales fluorescentes a base de wolframato cálcico y sustancias similares, que emitían luz en el azul y ultravioleta cercano, emisiones a las que son sensibles las emulsiones fotográficas de uso clásico en radiografía. Sin embargo, posteriormente se desarrollaron sustancias fluorescentes a base de tierras raras (lantano, terbio, gadolinio, etc.), de eficiencia intensificadora apreciablemente mayor. De hecho, ese desarrollo seleccionó como más adecuadas en la mayoría de los casos pantallas que emitían en longitudes de onda en la zona del verde y que solían describirse como ortocromáticas. El uso de esas pantallas obligó a modificar las características de las películas, mediante la adición de fotosensibilizadores que las hicieron especialmente sensibles a la luz emitida por tales pantallas. Las películas que siguen ofreciéndose actualmente son *ortocromáticas* (o de *línea verde*, por contraposición a las de *línea azul*, adecuadas para el uso con las pantallas clásicas, de uso cada vez más marginal).

La combinación película-pantalla modifica de manera apreciable, y no sólo por lo que se refiere a la velocidad, el comportamiento del sistema de imagen. El contraste se ve afectado y, además, la mayor sensibilidad tiene como con-

trapartida inevitable una perdida de resolución espacial (fácilmente deducible del hecho de que la interacción puntual de un fotón de rayos X se transforma ahora en la interacción de una multitud de fotones de baja energía) y también una modificación del ruido de la imagen.

1.4.3. Curvas sensitométricas

La resolución espacial de la película radiográfica es intrínsecamente muy elevada; sin embargo, al utilizarse con pantallas de refuerzo, se ve reducida a valores que, afortunadamente, son suficientes para el uso diagnóstico a que se destinan. Una descripción en términos de la función de transferencia de modulación, MTF, puede ser suficiente para un análisis de los sistemas de imagen clásicos.

En cuanto al contraste, y también en lo que a la sensibilidad del receptor de imagen se refiere, la herramienta más adecuada es la *curva sensitométrica*, o *curva característica*, del sistema película-pantalla.

Debe recordarse que el sistema película-pantalla es, en definitiva, un detector de radiación que traduce la señal entrante, la tasa de fluencia energética de cada sector de un haz de ratos X, en un determinado grado de ennegrecimiento de la película, una vez revelada y fijada. La curva sensitométrica representa justamente la relación entre la tasa de fluencia energética de rayos X y el grado de ennegrecimiento.

Para cuantificar el grado de ennegrecimiento se emplea el concepto de *densidad óptica*. Formalmente, la densidad óptica en un punto de una placa radiográfica (DO) es una magnitud sin dimensiones que se define como el logaritmo decimal de la relación entre la intensidad luminosa incidente (I_0) y la intensidad luminosa que atraviesa la película en ese punto (I_1). Esto es,

$$DO = \log (I_0 / I_1)$$

La mayor parte de la información que valora el radiólogo en una radiografía está en áreas donde la densidad óptica varía entre 0,5 y algo más de 2,5.

La tasa de fluencia de energía de la radiación de rayos X suele expresarse en unidades de *tasa de kerma* o de *dosis en aire*. La diferencia entre ambas no es fundamental en este contexto. Ambos son una medida de la energía liberada o depositada por la radiación por unidad de masa y utilizan como unidad el *μGy*. El término *exposición* también se emplea, de manera más o menos precisa, para referirse a la tasa de fluencia de energía del haz de radiación en un punto y, con frecuencia se da en términos relativos.

La curva sensitométrica es, por tanto, una gráfica que representa la variación de la densidad óptica obtenida en la película (revelada) en función de la kerma o la dosis incidentes. En la figura 7 se muestra un ejemplo de curva sensitométrica para una combinación película-pantalla típica.

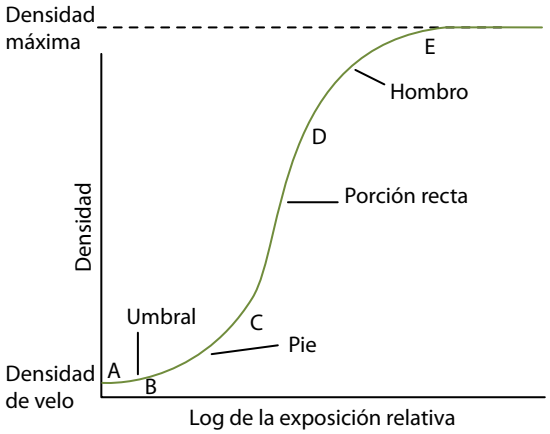


Figura 7. Curva sensitométrica.

Como puede observarse, la curva sensitométrica, esto es la respuesta de la película en términos de densidad óptica a la radiación, tiene una zona lineal con respecto al logaritmo de la exposición a los rayos X. Para tasas de fluencia de energía bajas, sin embargo, aparece un "*pie*" en la curva: no hay respuesta o la respuesta es muy débil, independientemente de la cantidad de rayos X incidentes. Ello se debe a la necesidad de que un cierto número de sucesos se produzcan en un mismo cristal para que la reducción de la sal de plata tenga lugar. Para tasas de fluencia de radiación débiles no hay señal emergente y la película resulta *subexpuesta*. Por otro lado, a partir de ciertos valores de exposición, se produce un *hombro* en la curva característica, asociado a un fenómeno de saturación: cuando la radiación es suficiente para reducir toda o casi toda la sal de plata disponible, un incremento adicional no puede suponer un incremento de la densidad. En esos casos, la placa resultará *sobreexpuesta* y tampoco ofrecerá ninguna información sobre las estructuras atravesadas por el haz de rayos X.

En definitiva, la curva sensitométrica de una combinación película-pantalla pone de manifiesto que dicho receptor es útil para la formación de imágenes de valor diagnóstico sólo en un intervalo relativamente estrecho de exposiciones, esto es tiene una *latitud* acotada. Esta es una característica limitante que resulta muchísimo menos restrictiva en los sistemas digitales.

Puesto que la densidad máxima de la película no puede alcanzar, en radiografía médica convencional, valores muy superiores a 3,5, un incremento de la latitud tiene que venir forzosamente asociado a una disminución de la pendiente de la curva. Justamente esa pendiente, o *gradiente*, es una medida del contraste que aparecerá en la imagen como traducción del contraste intrínseco contenido en la información transportada por el haz de rayos X después de atra-

vesar el objeto radiografiado. De otro modo, la curva característica da una descripción de las propiedades de contraste que se encontrarán en la imagen final.

Evidentemente, es deseable, en principio, incrementar el gradiente de una combinación película-pantalla, pero será de nuevo a cambio de una menor latitud, lo que puede plantear problemas técnicos en la realización de las exploraciones radiográficas. Además, el incremento de contraste irá normalmente asociado a un aumento del ruido de la imagen.

El juego entre estos parámetros ocupó durante décadas a los fabricantes de películas y de pantallas radiográficas. Podría decirse que se alcanzó ya hace tiempo un equilibrio, probablemente próximo al óptimo posible, y los valores ofrecidos por las distintas marcas, para una determinada aplicación, no son demasiado diferentes entre sí. Así, los gradientes para película convencional suelen situarse entre 2,5 y 3,0; son lógicamente menores para sistemas específicamente destinados a radiología de tórax, donde es deseable un incremento de la latitud; y son mayores, superando incluso el valor de 4,0 en ocasiones, para sistemas mamográficos donde el contraste es crítico.

Es preciso notar que la curva característica está íntimamente ligada a las propiedades fotoquímicas de las emulsiones radiográficas. El equilibrio entre sensibilidad, contraste y latitud, también. La entrada en el escenario de los sistemas digitales ha cambiado en gran medida todas estas cuestiones. Tales sistemas, como se verá, son esencialmente lineales en amplios intervalos de exposición y, aunque con otros problemas, están libres de algunas de las limitaciones apuntadas para las combinaciones película-pantalla.

1.4.4. El procesado de la película radiográfica

Las propiedades de las películas radiográficas, en lo que se refiere a la resolución espacial, a su respuesta más o menos eficaz a la radiación, al contraste que son capaces de desplegar, sólo se ponen de manifiesto, una vez procesada la película.

El procesado de la película, con sus fases de revelado, fijado, lavado y secado, implica una serie de reacciones químicas y de procesos físicos de complejidad considerable, aunque hoy día se lleven a cabo de manera muy automatizada en casi todos los casos. Tales procesos son bastante sensibles a las condiciones del entorno y precisan un control de calidad estricto. Un equipo de rayos X de buena calidad y bien mantenido, una técnica impecable en la realización de las exploraciones y un sistema película-pantalla óptimo producirán un resultado mediocre, si no malo, cuando el procesado es incorrecto. De hecho, el origen de una parte muy importante de los problemas que se detectan en los departamentos de radiodiagnóstico que aún utilizan película radiográfica tiene más que ver con condiciones subóptimas de las procesadora y su mantenimiento que con ningún otro factor individual.

El procesado de la película radiográfica consta de las fases de revelado, fijado, lavado y secado. Se resumen a continuación algunas características de los dos primeros, que son los más críticos.

1.4.4.1. Revelado

La fase de revelado consiste esencialmente en una reducción a plata metálica de la sal de plata existente en la emulsión. Equivale en sus aspectos generales al tipo de tratamiento que se produce en la química metalúrgica para la extracción de metales. Pero con una diferencia clave: en el caso de las emulsiones de halogenuros de plata, el ataque reductor sólo afecta a aquellos cristales o granos que han sido "sensibilizados" en la exposición previa a radiación electromagnética.

El ingrediente principal del líquido revelador es un agente reductor, habitualmente hidroquinona, disuelta en medio alcalino (a base de carbonato potásico, por ejemplo) para potenciar justamente la presencia de ion hidroquinona. El anión hidroquinona, en contacto con el catión plata (en los cristales sensibilizados), se oxida y reduce ésta a plata metálica.

El baño revelador, además, contiene agentes antioxidantes, antivelo, endurecedores, anticalcáreos, bactericidas, etc. Todo ello, unido a la temperatura elevada y al transporte a través de rodillos, configura una situación físico-química agresiva y en un equilibrio delicado de mantener. En particular, la propia acción de revelar va disminuyendo la actividad química del baño; a ello se une la oxidación aérea del revelador: es crítico mantener dicha actividad mediante la adición sistemática de un *regenerador*, que no es más que un líquido revelador de actividad ligeramente superior, que va sustituyendo al gastado en la proporción adecuada.

La regulación de la tasa de regeneración, al igual que la temperatura del baño, son parámetros clave para asegurar un correcto revelado de las radiografías.

1.4.4.2. Fijado

Durante el revelado, se transforman en plata metálica los cristales irradiados, en proporción a la exposición recibida en cada elemento de superficie de la película. Los cristales no alterados por la radiación permanecen como halogenuro. La función del *fijado* es justamente eliminar esos cristales no irradiados e impedir que por efecto de la luz terminen por reducirse posteriormente a plata metálica.

El baño fijador, además, neutraliza los productos que, procedentes del revelador, arrastra la película. Cuando no sucede así, se produce la aparición de manchas sobre la película.

El baño fijador está constituido principalmente por una sustancia (tiosulfato amónico o equivalente) que reacciona con los halogenuros de plata y los hace solubles en agua. Además contiene un ácido inhibidor de la acción del revelador arrastrado, conservadores, endurecedores, etc.

Al igual que en el caso del revelador, el fijador se agota al cumplir su propósito y, en particular, se va enriqueciendo en contenido de plata, que tiende a enlentecer el proceso de fijado. Por ello, también precisa una regeneración sistemática que vaya sustituyendo el baño agotado por otro fresco.

1.4.4.3. Procesado automático

En las últimas décadas del siglo XX se generalizó la automatización de los procesos de revelado, fijado, lavado y secado. Esa automatización tiene la ventaja de mantener constantes, dentro de márgenes estrechos, la mayor parte de los parámetros físico-químicos que intervienen en el procesado de la película. En la figura 8 se muestra un croquis de una procesadora automática, con indicación del trayecto seguido por la placa a través de ella.

Entre las ventajas de la procesadora automática se cuentan las siguientes:

- El tiempo total de tratamiento, de seco a seco, se mantiene fijo, normalmente entre 90 s y 120 s.
- La temperatura de los baños se regula a un valor constante con una tolerancia que no suele superar los 0,5º.
- La regeneración de revelador y fijador es automática, en función del número de placas procesadas y de su superficie.
- La agitación y circulación de los baños es constante y está optimizada.
- El lavado y posterior secado se produce de manera homogénea en toda la superficie de la película.
- El proceso global es objeto de control por un microprocesador que detecta posibles desviaciones y que, además, presenta normalmente al operador información sobre el estado del equipo.

En los años 90 del siglo XX se hicieron muy populares las procesadoras "luzdía" que, al procesado automático, añaden la capacidad de recarga también automática de los chasis en un módulo previo a la propia procesadora. Este tipo de equipos presenta la ventaja adicional de que, además de simplificar las

operaciones, incrementar la velocidad y reducir las necesidades de personal, permite un procesado sin manipulación humana lo que reduce la aparición de manchas, veladuras, etc., en la placa final.

A pesar de todos los automatismos, el procesado de películas ha seguido siendo un aspecto crítico muy dependiente de parámetros interrelacionados y complejos, que afectan de manera importante a la calidad de la imagen. No es éste el lugar para extenderse sobre estos aspectos, pero sí para insistir en la necesidad de prestar atención a ellos. En cualquier caso, cabe decir que la radiología digital elimina gran parte de estos problemas y cambia radicalmente el entorno de trabajo en este punto.

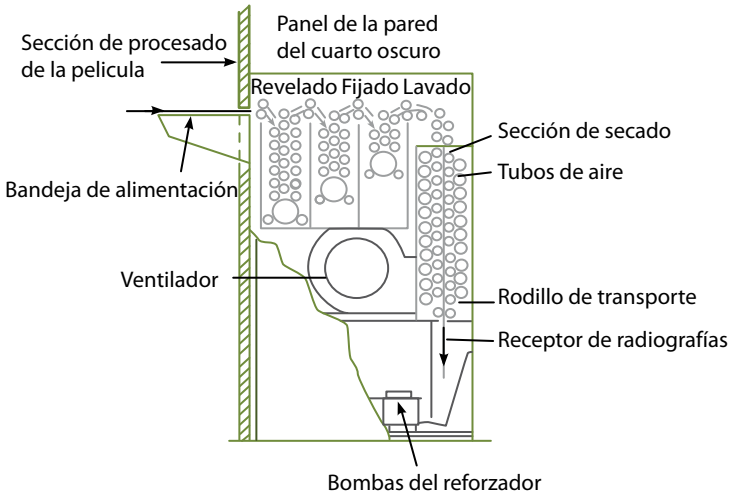


Figura 8. Esquema de una procesadora de película radiográfica.

2. Sistemas digitales de registro de imagen

Los sistemas clásicos de adquisición y visualización de imágenes radiográficas conviven desde hace tiempo con detectores muy distintos, llamados genéricamente digitales. El objetivo de la obtención de imágenes sigue siendo el mismo en unos y otros, y los procesos de interacción entre la radiación y la materia, también. Sin embargo, la existencia de una alternativa con características y forma de respuesta diferentes, con posibilidades mayores en algunos aspectos y con limitaciones antes inexistentes ha tenido como consecuencia que algunos de los conceptos empleados tradicionalmente en el análisis de las imágenes radiográficas evolucionen y el punto de vista se modifique en parte. En lo que sigue se aborda esta cuestión.

No es correcto decir sin más que la imagen digital es mejor que la analógica clásica; mucho menos, lo contrario. Ambos sistemas presentan ventajas e inconvenientes que se revisan en los apartados siguientes. No obstante, la versatilidad de la imagen digital ha conseguido que los sistemas de registro digital se hayan impuesto, al menos en muchos entornos hospitalarios, en los últimos años. Este dominio se ha visto impulsado en parte por la fuerte inversión que se ha producido en el desarrollo y mejora de las diferentes tecnologías que se disputan el mercado digital.

2.1. Limitaciones de los sistemas de película-pantalla

La limitación más importante de los sistemas película-pantalla es la incapacidad que existe para separar en ellos las funciones de adquisición de imagen, las de visualización y las de almacenamiento y archivo, de modo que cada una de ellas pudiera optimizarse independientemente. El diseño de la curva sensitométrica de la película determina simultáneamente el intervalo valido de adquisición, así como el contraste y rango dinámico visualizado. Por ello, con los sistemas de película-pantalla, en el momento de diseñarlos, o de adquirirlos, uno puede potenciar la latitud de adquisición o elegir un alto contraste de visualización, pero no ambos a la vez. Es necesario un compromiso en las características de diseño de la película. Es una ventaja en muchas de las exploraciones tener la flexibilidad de adquirir la información en un intervalo muy amplio de exposiciones, y posteriormente ajustar el nivel de ventana y el intervalo para visualizar las estructuras deseadas con un contraste superior. Otras desventajas de los sistemas de película-pantalla que podríamos enunciar serían:

- Los problemas técnicos y de medio ambiente asociados con la utilización de líquidos de procesado.
- Los problemas asociados con el almacenamiento, recuperación y posible pérdida de las imágenes sobre película.
- La imposibilidad de transmitir rápidamente imágenes para su visualización remota.

Estas limitaciones unidas a las iniciativas comerciales y a la opinión científica en general han promovido el cambio de los sistemas convencionales a los digitales. En el momento actual quedan pocas dudas sobre las ventajas técnicas y clínicas de estos últimos, aun cuando el coste de las inversiones necesarias para el cambio puede frenar el proceso en muchos casos.

2.2. Diferencias entre sistemas analógicos y digitales

Aunque cada detector digital tiene sus propias características, existen una serie de puntos comunes que los diferencian de los sistemas convencionales:

2.2.1. Latitud

Un detector digital actual responde de manera lineal con la exposición a la radiación en un intervalo de entre 4 y 5 órdenes de magnitud superior a cualquier combinación posible película-pantalla (véase la figura 9). Por ello hay más información contenida en una imagen digital que en su correspondiente analógica.

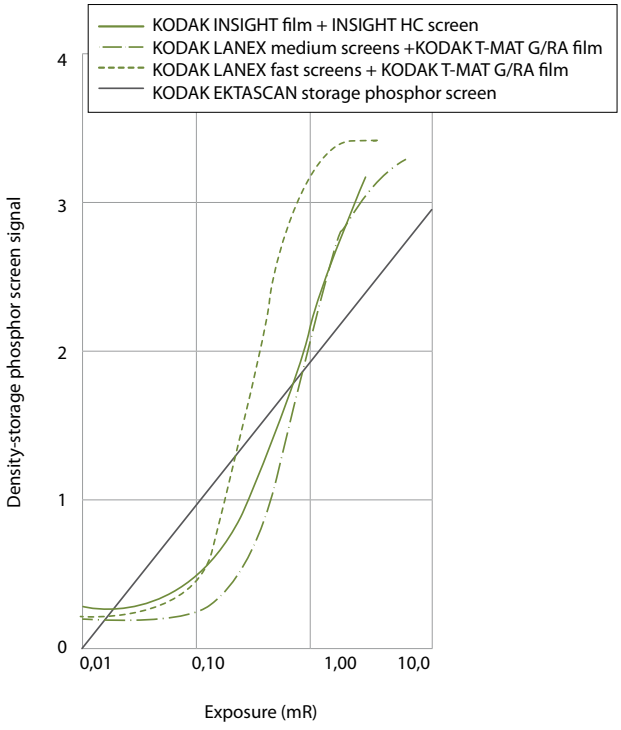


Figura 9. Curvas sensitométricas de diversas combinaciones placa-pantalla convencionales comparadas con la de un CR.

Este rango dinámico superior permite que los detectores digitales puedan usarse en un margen amplio de exposiciones lo que los convierten en extremadamente útiles en aquellas exploraciones en las que es difícil controlar la exposición (radiografía con equipos portátiles, radiología pediátrica). Por esa razón suele aceptarse que, mediante un procesado adecuado de la imagen, es posible reducir de manera radical las repeticiones de placas, inevitables con un sistema convencional.

2.2.2. Dosis

La dosis necesaria en cualquier sistema radiográfico depende de la capacidad del mismo de absorber y convertir los rayos X incidentes en una señal útil (densidad óptica, corriente eléctrica, etc.). Los sistemas de radiografía digital no son, en principio, sistemas que requieran menos dosis que la combinación película-pantalla. De hecho, algunas combinaciones de película-pantalla necesitan dosis relativamente muy bajas debido a su alta eficiencia en la absorción de rayos X. En todo caso, cada combinación película-pantalla impone un límite inferior y otro superior a las dosis que pueden utilizarse en una determinada exploración. En el caso de los sistemas digitales el límite inferior de dosis no está determinado por el detector, sino por el exceso de ruido que aparece en la imagen hasta hacerla no válida para el diagnóstico. No debe olvidarse que al reducir la dosis, el moteado cuántico se incrementa. Por otra parte, y en lo que se refiere al límite superior de dosis, hay un aspecto relevante determinado por el amplio rango dinámico que presenta un sistema digital. En la radiografía convencional el indicador primario de utilización de una técnica incorrecta es la propia radiografía, que en tales casos resulta subexpuesta o sobreexpuesta. Sin embargo este indicador no es significativo en los sistemas de radiografía digital debido a la ecualización de la densidad que todos ellos realizan, con lo que una sobreexposición no tiene por qué invalidar la imagen obtenida. Antes bien, si no se llega al límite del rango dinámico del sistema, la imagen puede tener por lo menos el mismo contenido de información e incluso un mejor aspecto visual debido a la disminución del moteado o ruido cuántico.

Es necesario por ello tanto una buena formación de los operadores como un ajuste bien controlado de los equipos para evitar un aumento significativo de la dosis suministrada a los pacientes. Deben realizarse verificaciones periódicas y relativamente frecuentes del sistema de exposimetría automática ya que, a diferencia de los sistemas clásicos, un desajuste del mismo no será detectado en la imagen digital. Este control de la exposimetría ya no puede hacerse con referencia a valores de densidad óptica en placa sino relativo a valores de señal en el detector. Los sistemas digitales incorporan algún factor

de exposición (basado en algún tipo de promedio de los valores de píxel en la imagen), que viene a representar un índice relacionado con la dosis en la superficie de entrada del detector.

2.2.3. Calidad de imagen

La propia naturaleza digital del proceso de lectura de los detectores digitales produce una limitación en la función de transferencia de modulación: la reducción de la imagen a un cierto número de píxeles de mayor o menor tamaño limita la frecuencia espacial máxima que el sistema puede reproducir. A cambio, y en lo que se refiere estrictamente a la calidad de la imagen, un sistema digital tiene ciertas ventajas sobre un sistema convencional, como son:

- Las posibilidades de posprocesado de la imagen: debido a que los procesos de captura y visualización son independientes es posible manipular la imagen para optimizar la obtención de información a partir de los datos obtenidos (realce de bordes, variación de la relación densidad-contraste, etc.).
- La amplia latitud del sistema, que permite una excelente visualización tanto de los tejidos blandos como de los huesos en la misma imagen.
- La superior resolución de contraste, que puede compensar en muchos casos la pérdida de resolución espacial.

Además, los sistemas digitales tienen ventajas intrínsecas, que van más allá de lo relacionado con la calidad de la imagen y con la dosis necesaria para obtenerla:

- El almacenamiento de la información se hace menos costoso y mucho más seguro por la posibilidad de duplicarla en soportes redundantes.
- La accesibilidad a esa información mejora de manera radical, posibilita la transmisión a muy alta velocidad y hace viables aplicaciones de telerradiología y telemedicina.
- La posibilidad de asociar la imagen radiológica al informe y a la información clínica y demográfica permite una integración imposible por otros medios.
- La supervisión y la auditoría de los sistemas se hacen más sencillas, así como su explotación por medios automáticos.
- El diagnóstico asistido por ordenador (CAD) también es otro elemento de mejora con grandes posibilidades de futuro.

2.3. Tipos principales de detectores digitales

Una primera clasificación de los detectores digitales podría girar en torno a la manera que tienen de convertir los rayos X en señal eléctrica. Una buena parte de los detectores digitales utilizan un fósforo como pantalla inicial para absorber los fotones de rayos X y producir luz que después es acoplada a un sensor óptico (fotodetector). El uso de materiales con número atómico alto hace que el efecto fotoeléctrico sea el dominante en este tipo de interacción con los rayos X. El fotoelectrón producido lleva una fracción sustancial de la energía del fotón de rayos X. Esta energía es mucho más alta que la energía de fluorescencia del fósforo y por tanto un único fotón de rayos X tiene energía suficiente para causar la excitación de muchos electrones y por tanto crear muchos fotones de luz. A esta amplificación se la denomina ganancia de conversión. Por ejemplo para un fósforo de Gd_2O_2S, la energía transportada por un fotón de 25 keV es equivalente a 10,400 fotones de luz verde. Debido a procesos de pérdidas energéticas, la eficiencia de conversión sólo es del 15%, es decir en la práctica, la ganancia de conversión es de aproximadamente 1,560 fotones de luz producidos por cada fotón de rayos X.

Entre los detectores que utilizan un fósforo para convertir los rayos X en luz, podemos citar:

- Fósforos fotoestimulables (radiografía computarizada o CR, "*imaging plate*", etc.).
- Detectores de CCD acoplados a fósforos.
- Paneles planos de silicio amorfo, también acoplados a fósforos.

Otros detectores utilizan sistemas electrostáticos de estado sólido para convertir directamente los rayos X a señal eléctrica. Entre ellos podemos citar fundamentalmente los paneles planos de selenio amorfo.

2.4. Radiografía computarizada

2.4.1. Principio de funcionamiento

El fenómeno de la luminiscencia foto-estimulada fue descubierto por Becquerel a mediados del siglo XIX y consiste en la capacidad de una sustancia de volver a emitir luz ante una segunda estimulación (haz láser) de una longitud de onda mayor que la recibida en la primera (rayos X).

Aunque existen muchos materiales que poseen la propiedad de la emisión foto-estimulada, sólo hay unos pocos conocidos que tengan las características exigidas para un sistema de radiografía computarizada (CR). Entre estas carac-

terísticas pueden citarse la necesidad de que el pico de absorción de la luz estimulante se produzca a una longitud de onda de las producidas por un láser común, que el pico de emisión estimulada se produzca a una longitud de onda que sea fácilmente absorbida por los tubos fotomultiplicadores comunes, así como la capacidad de retener la imagen latente durante varias horas sin pérdida significativa de la señal. Algunos de los materiales que mejor se adaptan a estas necesidades son los fluorohaluros de bario dopados con europio (BaFX:Eu, donde X = Br, Cl, o I. El bromo y el yodo son los más comúnmente utilizados).

2.4.2. Proceso de lectura

En la figura 10 se esquematiza el proceso de adquisición, lectura y borrado de un sistema de radiografía computarizada. La exposición radiográfica se lleva a cabo de forma similar al sistema película-pantalla. El fósforo, una vez expuesto al haz de radiación, almacena parte de la energía de rayos X incidente como imagen latente. Para extraer esta imagen se lee el fósforo haciendo pasar un láser muy fino (típicamente infrarrojo) que estimula los electrones atrapados en las trampas metaestables haciendo que emitan la energía almacenada en forma de luz de superior energía a la del láser (azul o ultravioleta). Para recorrer toda la imagen el láser barre punto a punto toda la superficie del fósforo primero en una línea (dirección de avance rápido o *scan*) y sucesivamente en las siguientes (dirección de avance lento o *subscan*). El esquema puede verse en la figura 11.

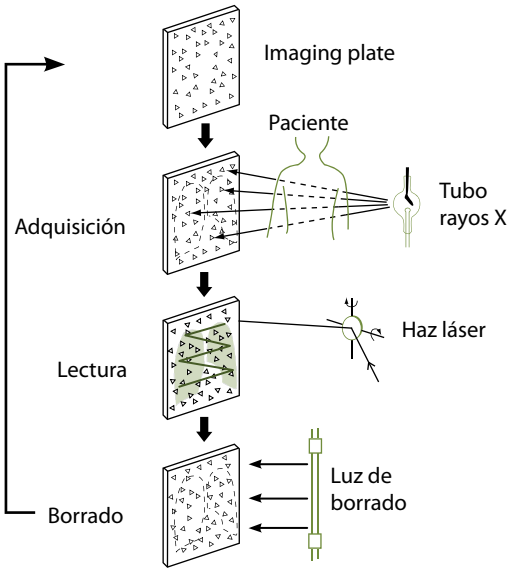


Figura 10. Proceso de adquisición, lectura y borrado de un CR.

Los sistemas de lectura más rápidos permiten hacer este barrido línea a línea (en lugar de punto a punto), utilizando como como fuente de luz estimuladora una fuente lineal.

La luz emitida desde cada punto de la pantalla es recogida y convertida en señal eléctrica y amplificada mediante una fila de fotomultiplicadores convenientemente focalizados. Debe tenerse especial cuidado en filtrar la señal útil de la luz estimulante (láser) que es típicamente un factor 10^8 superior a la luz emitida por el fósforo.

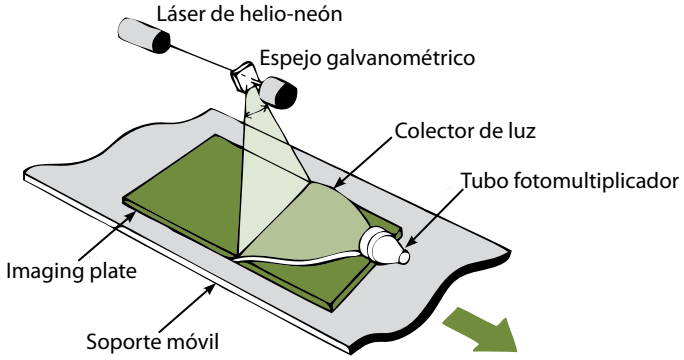


Figura 11. Esquema del barrido del haz láser y lectura de la luz estimulada.

Un conversor analógico-digital cuantifica en niveles de grises la señal eléctrica (de 0 a 4095 para un sistema de 12 bits). El tamaño de la unidad de imagen (píxel) depende del barrido del haz láser y fundamentalmente del tamaño de dicho haz. Un haz láser más fino puede recoger luz de una zona más pequeña del fósforo dando lugar a una matriz con más puntos y mayor resolución. A cambio, reducir la sección del láser conlleva una reducción de la relación señal-ruido. Los valores de píxel actuales se sitúan entre las 50 micras para exploraciones mamográficas y las 200 micras como máximo para la radiografía convencional.

Por último, mediante una fuerte iluminación, se fuerza a que todos los electrones vayan a su estado de reposo, por lo que el fósforo queda preparado para la siguiente exposición.

2.4.3. Resolución espacial y contraste de los fósforos fotoluminiscentes

La resolución espacial de un sistema de radiografía computarizada es normalmente inferior a la de una combinación película-pantalla. Existe un límite asociado al tamaño de píxel que se manifiesta por la aparición de una frecuencia de corte en la MTF: a partir de una frecuencia espacial superior a esa de corte no se puede garantizar la correspondencia entre objeto e imagen. En principio,

estructuras de dimensión menor que el tamaño de píxel no encontrarán una representación correcta en la imagen. Eso no quiere decir, sin embargo, que no sean detectables objetos de tamaño inferior al del píxel siempre que el contraste con su entorno sea suficiente.

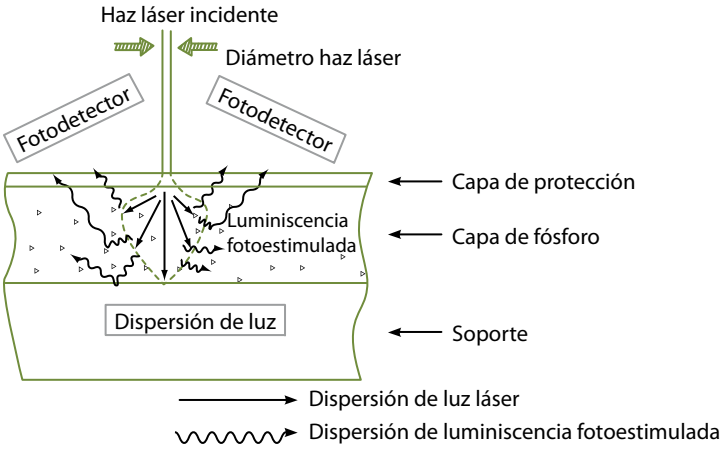


Figura 12. Dispersión de la luz láser dentro del fósforo.

Uno de los factores que limita el tamaño de píxel, y por tanto la resolución espacial (es decir, la MTF) en el CR tiene que ver, como en el sistema convencional, con la dispersión de la luz. Sin embargo en el caso del CR la causante de la pérdida de definición es la luz estimulante (el láser), más que la luz emitida por el fósforo como sucedía en la pantalla de refuerzo del sistema convencional (véase la figura 12). Láseres con menor potencia aumentan el contraste, pero son capaces de extraer menos luz del detector y, por tanto, menos información.

La resolución de contraste o resolución en escala de grises es, sin embargo, mucho mayor en un CR que en un sistema de película-pantalla. Debido al hecho de que la resolución en la imagen es una combinación de resolución espacial y contraste, la superior resolución en escala de grises del CR puede compensar la pérdida de resolución inherente espacial.

El contraste y la resolución espacial se ven reducidas por el ruido de diferentes orígenes. Algunas posibles fuentes de ruido, además de las asociadas a la propia estadística del haz de rayos X, son: fluctuaciones en la probabilidad de estimulación (probabilidad de que un fotón de luz láser provoque emisión de luz en el fósforo), ruido en la señal electrónica, fluctuaciones en la potencia del láser, variaciones en la velocidad de barrido del láser y de movimiento del fósforo, etc. El factor predominante entre todos ellos es el ruido estructural del propio fósforo, debido a la distribución no uniforme de los granos de fósforo fotoestimulable sobre el soporte, y a la variación en tamaño de los propios granos. Existen ciertas posibilidades para incrementar la calidad de imagen obtenida con un CR:

- *Uso de fósforos más densos*: prácticamente todas las pantallas de fósforo están hechas con fluorobromuro de bario que tiene mucha menos densidad (y por tanto menor eficiencia cuántica y peor resolución) que los fósforos utilizados en las pantallas de refuerzo convencionales. Existen ya fósforos más densos aunque todavía están en fase de investigación con escasa presencia todavía en el mercado normal.
- *Pantallas transparentes*: otra limitación de las pantallas de fósforo es que la luz estimulante debe atravesar la superficie que protege al fósforo. La dispersión de la luz roja del láser dentro de esta superficie provoca una pérdida de resolución espacial. Una solución a este problema es el uso de una superficie de protección con un índice de refracción lo más parecido posible al del fósforo.
- *Sistemas de doble lectura*: utilizados en mamografía, el sistema permite extraer la señal del fósforo por ambos lados de la placa, mejorando por tanto la eficiencia de la recolección de la luz estimulada.
- *Uso de fósforos estructurados*: para evitar el ruido estructural del propio fósforo debido a la distribución no uniforme de los granos de material fotoestimulable sobre el soporte y a la variación del tamaño de los propios granos, al menos un fabricante ha recurrido a la utilización de otro tipo de fósforo que permite su crecimiento en forma de pequeñas "agujas" apiladas lateralmente. De esta manera se impide o se reduce de manera significativa la dispersión lateral de la luz. Hasta ahora el CsBr: Eu^{2+} ha sido el único material que se le puede hacer crecer de esta manera y cuyas características (sensibilidad a las energías de rayos X utilizadas, mantenimiento de la imagen latente, etc.) lo hacen idóneo para su utilización en CR. De hecho los resultados en cuanto a conversión de la radiación en señal útil son muy similares a los obtenidos con los detectores de panel plano.

2.4.4. Eficiencia de detección cuántica

Los conceptos de resolución espacial y de contraste, de tanta tradición en la radiología convencional, no describen de manera satisfactoria el comportamiento de los nuevos sistemas digitales. El hecho de que la curva característica sea esencialmente lineal en lugar de sigmoidea, su gran latitud y la aparición de una frecuencia de corte en la MTF a partir de la cual esta no está definida hace difícil la comparación de unos sistemas con otros. Eso ha hecho que tome protagonismo una magnitud más global y que se aplica de manera natural a cualquier tipo de detector: la eficiencia de detección cuántica (DQE).

La eficiencia de detección cuántica de un receptor de imagen de rayos X es una medida de su comportamiento por comparación con un supuesto detector ideal que, por definición y para todas las condiciones de utilización que se consideren, absorbería el 100% de la radiación que le llegara y no añadiría nada de ruido en el proceso de detección y conversión de la señal. La DQE se define comúnmente como:

$$DQE = \left[\frac{SNR_{out}}{SNR_{in}}\right]^2$$

Donde SNR_{in} es la relación señal-ruido de la radiación incidente en el receptor de imagen y SNR_{out} es la relación señal-ruido de la señal de salida. La relación señal-ruido, en ambos casos es la razón entre el nivel de la señal y el nivel del ruido. La DQE es también una medida de la eficiencia de la dosis en el receptor de imagen. Esto es, para conseguir el mismo nivel de ruido en un detector con una DQE del 50% se requerirá la mitad de la fluencia de fotones (y de dosis al paciente por tanto) que la que se necesitaría con un sensor con una DQE del 25%.

La DQE es una medida de la eficiencia de un sistema al convertir la señal de rayos X en señal electrónica útil, y por ello mide la calidad de imagen a través de los efectos combinados de ruido de detector, contraste, relación señal-ruido, y respuesta en frecuencias espaciales. La imagen 13 ilustra el efecto que sobre la imagen potencial de un patrón de líneas contenida en el haz de rayos X tiene el sistema de imagen encargado de traducir esa imagen potencial en imagen real y visible.

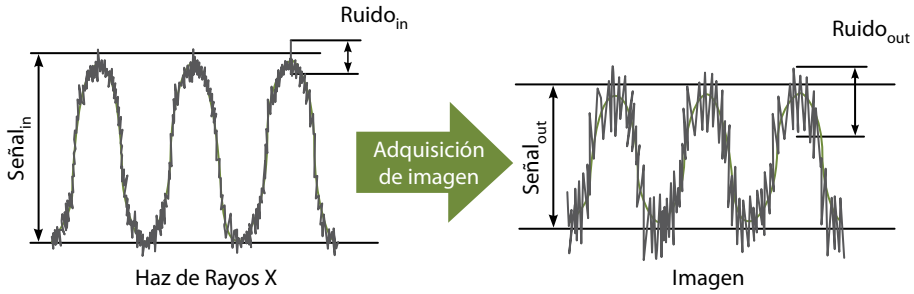


Figura 13. Un sistema de imagen convierte la información subyacente en el haz de rayos X en imagen visible. En ese proceso no sólo reduce el nivel de la señal (reduce el contraste entre los objetos en función de la frecuencia espacial de éstos) tal y como ya expresaba la MTF, sino que además añade ruido al propio ruido cuántico inherente del haz de rayos X. El resultado es una disminución de la relación señal-ruido. La DQE cuantifica esa pérdida de relación señal-ruido achacable al sistema de imagen.

La DQE, aunque es un concepto de notable potencia, plantea algunos problemas en su utilización práctica. Por un lado, su dependencia tanto de la frecuencia espacial como de la intensidad de la señal, esto es, de la dosis, la convierte en una función más complicada de lo deseable. No es nada raro encontrar en diversas referencias, y sobre todo en la información comercial, valores puntuales de la DQE, sin la información necesaria relativa a las condiciones a las que corresponde ese valor. De esa manera la evaluación y las comparaciones se hacen inciertas. Por otra parte, la DQE es una función muy difícil de medir en campo, incluso para condiciones simplificadas.

En el apartado siguiente, dedicado a los paneles planos, se dan, a título de ejemplo curvas de DQE para algunos de los sistemas estudiados en este capítulo. No obstante se puede adelantar que la DQE de los sistemas de CR es, en general y para el intervalo de dosis en que los sistemas de película-pantalla son utilizables, no superiores a los de estas últimas.

2.5. Paneles planos

2.5.1. Características generales

Los paneles planos, también llamados equipos de radiografía directa, son sistemas de adquisición digital de imágenes en los que la digitalización de la señal de rayos X se lleva a cabo dentro del propio detector. Como puede verse en la figura 14, la base de estos equipos es un detector de gran área (para permitir llevar a cabo todas las exploraciones radiológicas típicas) consistente en una matriz de transistores de película delgada (TFT o thin film transistors). Cada píxel de este detector contiene un sensor de rayos X, un condensador para almacenar la carga eléctrica obtenida y un transistor de silicio amorfo de efecto campo que permite la lectura activa de la carga almacenada en el condensador.

Figura 14. Ejemplo de panel plano.

Estos detectores tienen una gran eficiencia, bajo nivel de ruido, buena resolución espacial, amplia latitud y todas las ventajas de un sistema de imagen digital. El hecho de que estos detectores no se usen todavía de manera amplia en las instalaciones radiológicas se debe fundamentalmente a su alto coste, al hecho de que cada detector sirve sólo para una sala (de hecho una sala con mesa y estativo mural necesitaría un panel plano móvil o uno independiente para cada uno de los dispositivos), a la dificultad de realizar radiología portátil con ellos, y a otros problemas de tipo similar.

Actualmente existen dos tipos fundamentales de detectores planos: los denominados directos, que convierten directamente los fotones de rayos X en señal eléctrica; y los indirectos en los que los rayos X son primero convertidos en luz mediante un centelleador o fósforo y posteriormente esta luz es convertida en señal eléctrica.

2.5.2. Paneles de selenio amorfo

Existen ciertas ventajas en lo que respecta a la calidad de imagen en el uso de sistemas electrostáticos de estado sólido (como el selenio amorfo) frente a los fósforos (como en los CR). Los rayos X absorbidos en una pantalla de fósforo producen luz que debe llegar a la superficie del mismo para crear una imagen, originándose una cierta dispersión de la misma debido a la interacción de la luz con los granos del fósforo. El diámetro de la imagen obtenida para cada fotón absorbido es proporcional al espesor de la pantalla. Este emborronamiento provoca una pérdida de información en la imagen para frecuencias altas que es fundamental e irreversible. Los diseñadores de intensificadores de imagen dieron con una solución práctica a este problema usando una pantalla estructurada de CsI como pantalla de entrada. El CsI puede crecer en una forma que recuerda a las fibras ópticas, lo que ayuda a guiar la luz fluorescente formada en su interior hasta la superficie donde se forma la imagen. Sin embargo la separación entre fibras produce que la conducción de la luz no sea perfecta.

Un método más eficaz es el uso de una superficie electrostática o fotoconductora (véase la figura 15). Las ventajas potenciales del uso del selenio amorfo se conocen desde hace tiempo y ya se habían utilizado en sistemas de xerorradiografía. El selenio amorfo tiene la propiedad de que cuando se expone a radiación electromagnética de energía suficiente se producen pares electrón-hueco, que permiten el flujo de una corriente eléctrica si se ha inducido previamente un campo eléctrico uniforme. El número de portadores de carga liberados es directamente proporcional al número de fotones incidentes absorbidos. La carga original uniforme será entonces parcialmente disipada dejando una imagen latente en forma de densidad superficial de carga.

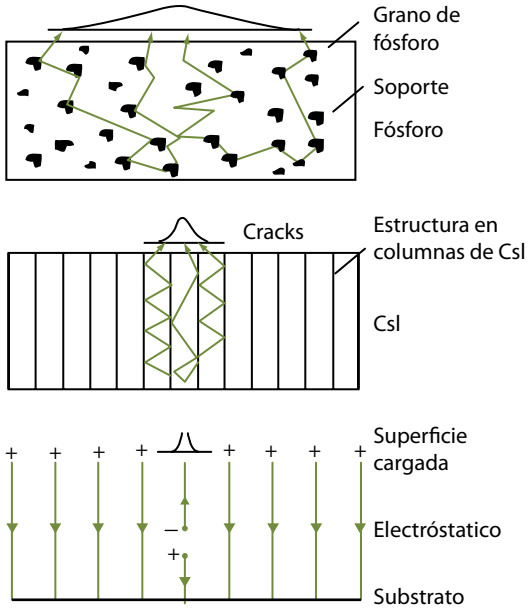


Figura 15. Ventajas de la detección de los rayos X por el selenio frente a los fósforos.

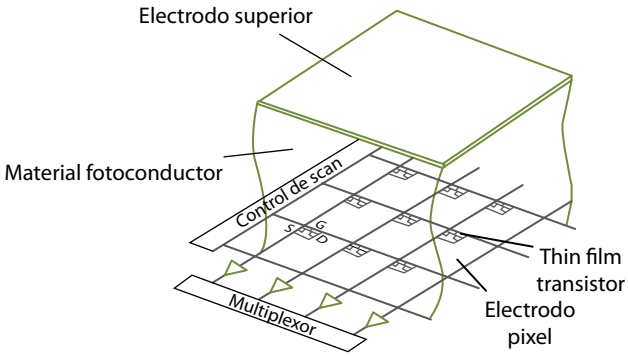


Figura 16. Estructura de un panel plano de selenio amorfo.

La estructura básica del panel de selenio (véase la figura 16) consiste en un "*array*" o matriz de transistores de película delgada (TFT), una capa de selenio amorfo fotoconductor, una capa dieléctrica y un electrodo superior. Cada uno de los píxeles elementales es equivalente desde el punto de vista eléctrico a un circuito de tres condensadores en serie (véase esquema de la figura 17). Los píxeles, de un tamaño típico del orden de las 140 μm, están distribuidos dentro de una configuración bidimensional, con un controlador de salida ordenado en filas y las líneas de carga ordenadas en columnas. La detección de los rayos X

se produce de la manera siguiente: Bajo una diferencia de potencial, los pares electrón-hueco que se generan en la capa de selenio y que son proporcionales a la cantidad de rayos X absorbidos se separan por medio de un campo eléctrico y son acumulados en cada uno de los píxeles para producir la información digital necesaria para la formación de las imágenes y su visualización en un monitor.

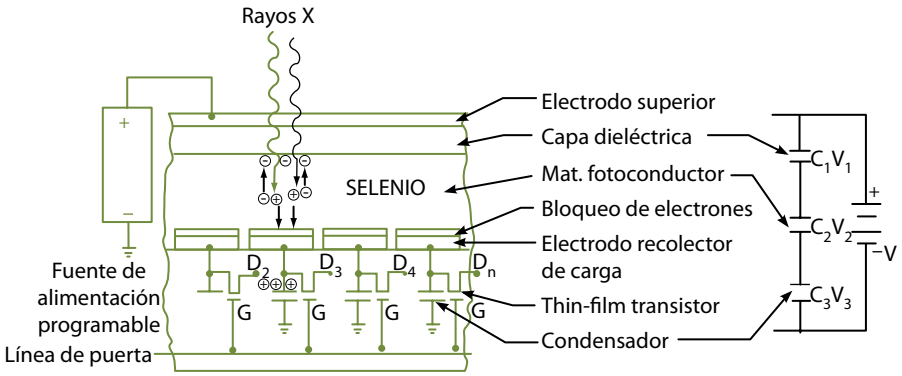


Figura 17. Sección de un "*flat*" panel de selenio, proceso de captura de los rayos X y circuito eléctrico equivalente.

Entre las ventajas que podemos citar de estos detectores frente a los fósforos fotoestimulables figura el hecho de que los fotones de rayos X son absorbidos de manera uniforme sobre la superficie del selenio y la dispersión de la correspondiente nube electrónica es despreciable cuando se compara con la de la luz en un fósforo (incluso cuando se compara con una pantalla de CsI) de manera que la resolución inherente no depende demasiado del espesor de la capa de selenio.

Por otra parte, el número de pares electrón-hueco producido es significativamente superior; la energía requerida para producir un par electrón-hueco con un campo eléctrico de 3 V/μm es de aproximadamente 110 eV. Por tanto cuando se absorbe un fotón de 70 keV la ganancia es de aproximadamente 600, mientras que en un sistema de fósforo fotoestimulable es de tan sólo 11,5 fotoelectrones producidos en el fotomultiplicador por fotón de rayos X absorbido. De este modo si el resto de los factores fuera igual, para obtener un ruido cuántico equivalente, sólo el 0,6% de los fotoelectrones producidos en el panel de selenio necesitarían ser detectados. Aunque estos son todos ellos factores que contribuyen a mejorar la DQE de los detectores de selenio, también existen otros que actúan en sentido contrario, como es la relativamente baja energía de enlace de la capa K que reduce la probabilidad del efecto fotoeléctrico a energías de rayos X moderadas y altas.

2.5.3. Paneles de silicio

Aunque la apariencia exterior del panel plano de silicio sea similar a la del de selenio (véase la figura 18) existe una diferencia fundamental entre ambos: el sistema de detección de rayos X. Ambos disponen de una matriz bidimensional de no menos de 2000*2000 TFT para un detector de 40 cm*40 cm, pero mientras que el de selenio convierte la señal de rayos X directamente en señal eléctrica, el panel de silicio convierte primeramente los fotones de rayos X en luz. Algunos utilizan para ello un fósforo de gadolinio semejante al de las pantallas de refuerzo y otros fabricantes emplean una pantalla de centelleo de CsI. Posteriormente la luz se convierte en señal eléctrica mediante una capa de material fotoconductor: el silicio amorfo.

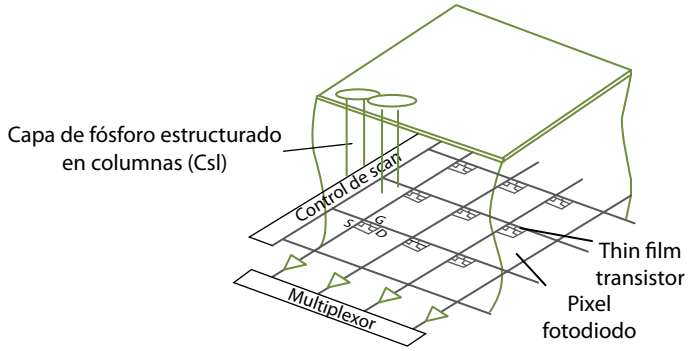


Figura 18. Estructura de un panel plano de silicio.

Desde este punto de vista puede decirse que la detección de los rayos X en este tipo de panel es un proceso indirecto, por contraposición al proceso directo del selenio. En principio, la dispersión que supone el uso de luz (inevitable incluso si la pantalla de CsI está estructurada en columnas), puede resultar de una calidad de imagen más pobre. Sin embargo, la sensibilidad a la radiación del CsI es muy superior a la del selenio y ello hace que la DQE sea superior. Por este y otros motivos, actualmente la mayor parte de los detectores digitales que se comercializan para radiografía general pertenecen a este tipo. Por su parte los detectores de selenio se utilizan fundamentalmente en mamografía, ya que cuando la energía de los rayos X es menor la sensibilidad relativa del selenio se ve incrementada.

El principio de operación de un detector de silicio se muestra en la figura 19. Los fotones de rayos X son convertidos en luz en la capa de CsI. Los fotodiodos de silicio capturan estos fotones luminosos, convirtiéndolos en carga eléctrica que se almacena en el condensador del elemento. Los fotodiodos de silicio son elementos de muy bajo ruido y tienen un rango dinámico muy

ancho, del orden de 40.000:1. Como se ha dicho, algunos paneles de silicio emplean como captador de rayos X fósforos de tierras raras tipo Lanex, cuya ventaja estriba en que, además de tratarse de materiales bien conocidos en el campo de la imagen médica, presentan una alta eficiencia de absorción. El problema asociado es la fuerte dispersión de la luz en tales materiales. Por esa razón es más frecuente el empleo de CsI como pantalla de captura de los rayos X, especialmente por la posibilidad de hacerlo crecer en agujas que actúan como fibras ópticas. Con ello la dispersión lateral de luz es pequeña y se mantiene una resolución espacial aceptable. El proceso de lectura de la matriz de TFT se realiza de manera similar al "*flat* panel de selenio.

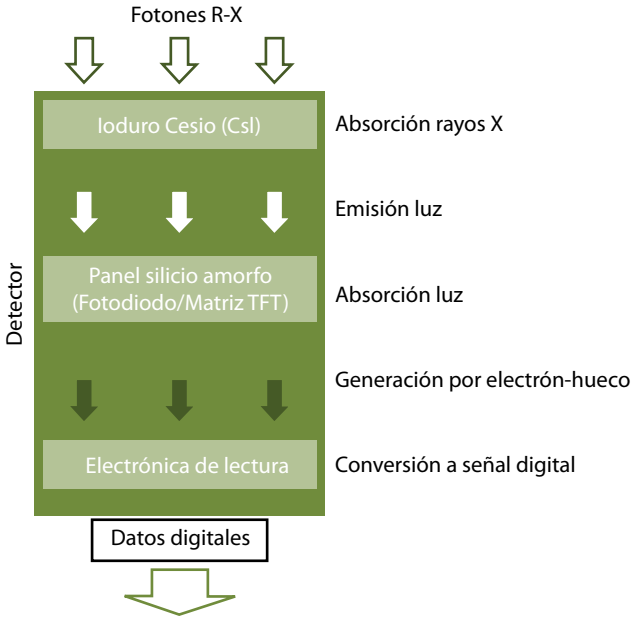


Figura 19. Principio de operación de "*flat*" panel de silicio.

2.5.4. Características de las imágenes

Al igual que los CR, los paneles tienen una latitud de exposiciones muy amplia, con una respuesta lineal del detector en toda ella. Ello permite usarlos también en un ancho intervalo de exposiciones. Similarmente estos sistemas tienen un rango amplio de niveles de grises (no menos de 12 bits, equivalentes a 4096 niveles de grises). Su fragilidad ha complicado su utilización en exploraciones con equipos portátiles de rayos X. Sin embargo, su corto ciclo de medida los hace útiles también para exploraciones dinámicas y fluoroscópicas, especialmente en el caso de los paneles indirectos.

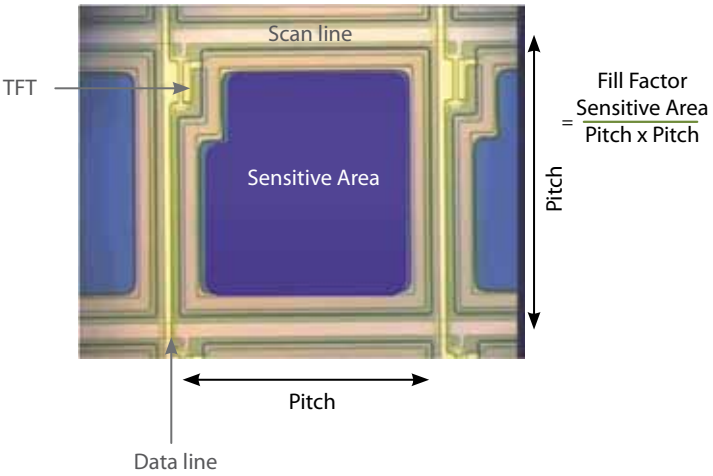


Figura 20. Vista microscópica de píxel y factor de llenado de un TFT.

La calidad de imagen de los paneles es muy competitiva frente a los CR y a los sistemas de película-pantalla. Tienen DQE más elevadas, llegando a capturar el 80% de la energía de rayos X en exposiciones óptimas. Por tanto estos sistemas son muy eficientes, tienen un nivel de ruido muy bajo y permiten dosis más bajas de radiación a los pacientes. El factor más importante que limita la eficiencia de los detectores tiene que ver con el factor de llenado (véase la figura 20), o la relación entre el área activa del detector y la zona muerta ocupada por los sistemas de lectura (transistor, líneas de control y señal, condensadores, etc.). Esta pérdida potencial de eficiencia se hace proporcionalmente más grande cuanto más pequeño sea el píxel, y podría limitar la capacidad de esta tecnología para aplicaciones que necesiten resoluciones espaciales muy altas.

La resolución espacial de los detectores de paneles es comparable a la de los CR y algo menor que la del sistema película-pantalla. Matrices de 2000-2500 x 2000-2500 son típicas en detectores de 40 cm. El tamaño del transistor de cada píxel es el factor limitante para la resolución espacial.

3. Adquisición dinámica de imágenes con rayos X

3.1. Sistemas de fluoroscopia convencional

Durante los primeros años después del descubrimiento de los rayos X, las emulsiones de películas eran de escasa calidad y los comportamientos de los tubos de rayos X eran impredecibles. Por ello la fluoroscopia (entendida como la visualización dinámica de una imagen de rayos X sobre una pantalla fluorescente) era más fiable y probablemente más importante que las técnicas radiográficas. En los años siguientes, el equipamiento mejoró y la fluoroscopia pasó a ocupar el papel que aún mantiene, esto es, el estudio y detección de partes móviles, exploraciones dinámicas, intervencionismo, angiografía, etc. A partir de los años 50, con el desarrollo de los intensificadores de imagen, se produjo un fuerte impulso de esta técnica con la inclusión de nuevos componentes para mejorar y grabar la imagen fluoroscópica: cine, televisión, técnicas digitales de procesamiento de la señal de vídeo, sustracción de imagen, etc.

3.1.1. Principio de funcionamiento

La principal diferencia entre la radiografía y la fluoroscopia es que esta última utiliza una tasa de fluencia de rayos X mucho más reducida pero durante un tiempo mucho más largo. La fluoroscopia produce una imagen continua permitiendo al observador ver cambios dinámicos dentro del paciente como órganos en movimiento o flujo de medios de contraste a través de vasos sanguíneos, aparato digestivo, etc.

El fundamento de la imagen fluoroscópica está en la capacidad que tienen los rayos X de causar fluorescencia en un material tipo fósforo. Un fluoroscopio en su forma original constaría de dos componentes esenciales: un tubo de rayos X y una pantalla fluoroscópica, tal y como puede verse en la figura 21. El

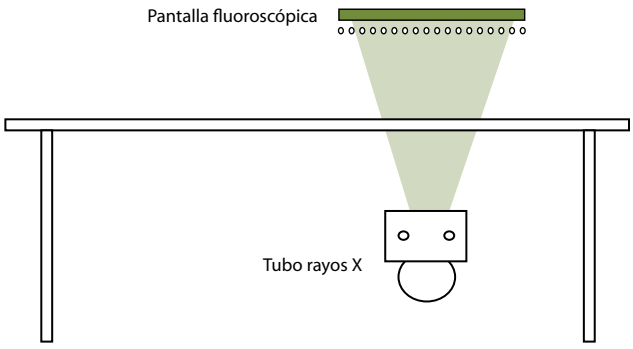


Figura 21. Esquema de la fluoroscopia.

tubo y la pantalla se montan enfrentados mediante algún sistema mecánico que asegure su alineamiento. El operador mueve la pantalla fluoroscópica a lo largo del paciente y el tubo sigue a la pantalla. Los fotones de rayos X que atraviesan el paciente interaccionan con la pantalla produciendo fotones de luz que alcanzan al observador. El problema es que con esta disposición se consiguen imágenes con un brillo muy escaso, de tres o cuatro órdenes de magnitud inferior al de una radiografía sobre un negatoscopio. La posibilidad de incrementar la tasa de fluencia de rayos X tampoco es viable porque ello significaría dosis claramente intolerables a los pacientes y también muy elevadas para el propio observador. Por ello la imagen fluoroscópica sólo puede ser vista sin iluminación ambiente, a oscuras, con la consiguiente pérdida debido a las características de visión del ojo humano y el inconveniente de la adaptación a la oscuridad. El resultado es una imagen de calidad muy pobre. La única forma de mejorar dicha calidad significativamente sin incrementar en exceso las dosis a los pacientes es mediante un sistema que amplifique la luz de la pantalla: el intensificador de imagen.

3.1.2. Intensificador de imagen

Como ya se ha indicado anteriormente, la fluoroscopia convencional tiene dos limitaciones serias: una imagen de inferior calidad; y muy poco luminosidad para permitir la visión fotópica (diurna) del ojo humano. A ello podríamos añadir una tercera limitación que es la de producir dosis muy altas a los pacientes y al profesional que tiene que ver la imagen (de hecho y por este motivo, la fluoroscopia sin intensificador de imagen está expresamente prohibida en la Unión Europea y en otros países). Con la aparición a primeros de los años 1950 del intensificador de imagen se revolucionó la fluoroscopia. La imagen que produce el intensificador es suficientemente brillante para permitir la visión diurna y además es suficientemente pequeña para poder ser convenientemente acoplada a cine, televisión, etc.

Los componentes de un intensificador de imagen se muestran en la figura 22. Básicamente consiste en una ampolla de vidrio al vacío con cuatro componentes básicos:

- Pantalla de entrada, que incluye fósforo y fotocátodo.
- Lentes electrónicas de enfoque.
- Ánodo.
- Pantalla de salida.

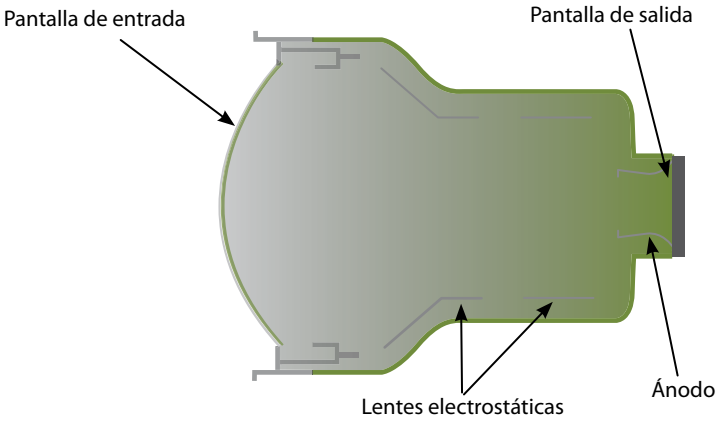


Figura 22. Esquema de un intensificador de imagen.

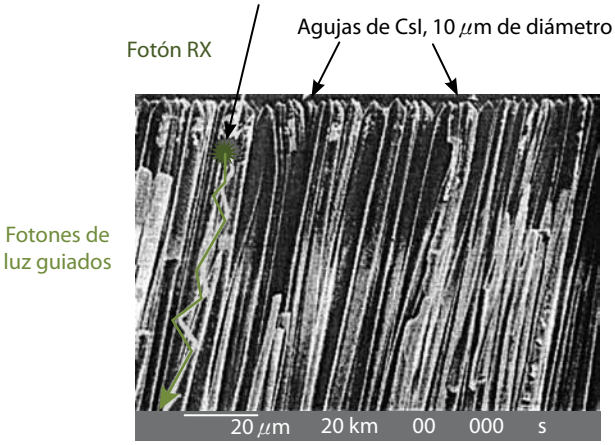


Figura 23. Crecimiento en agujas de CsI.

El fósforo de entrada absorbe los rayos X y convierte la energía absorbida en luz visible. Prácticamente desde 1970 todos los intensificadores de imagen utilizan yoduro de cesio (CsI) como material de la pantalla fluorescente. Esto se debe fundamentalmente a la alta densidad del material que permite espesores de pantalla más finos y por tanto mayor resolución, y al número atómico efectivo del CsI que permite una mayor capacidad de absorción de los rayos X. Además y como ya se indicó en los paneles de silicio, el yoduro de cesio tiene la capacidad de que se le puede hacer crecer en forma de agujas, evitando en gran medida la dispersión de la luz y mejorando la resolución (véase la figura 23). Esta pantalla debe estar en contacto íntimo con el fotocátodo para evitar pérdida de resolución. Ambas están separadas por una pequeña capa transpa-

rente para evitar que el fósforo reaccione químicamente con el fotocátodo .El fotocátodo es un metal fotoemisivo (con frecuencia una combinación de antimonio y azufre). Cuando la luz de la pantalla fluorescente alcanza al fotocátodo éste emite fotoelectrones en un número proporcional al brillo de la pantalla. Además de funcionar como superficie fotoemisiva, el fotocátodo también sirve como cátodo del intensificador.

Los electrones generados en el fotocátodo son acelerados a lo largo del intensificador de imagen en trayectorias coherentes usando un sistema de lentes electrónicas. De esta manera los electrones se enfocan en una pantalla de salida, y se aceleran con una diferencia de potencial de 25 kV entre el fotocátodo y el ánodo, situado en la proximidad de la pantalla de salida. Los parámetros del sistema de lentes pueden ser modificados de manera que diferentes áreas de la pantalla de entrada pueden ser enfocadas en la pantalla de salida. Estos modos amplificados producen una imagen con una menor área de exploración del paciente pero con un incremento de resolución.

La pantalla de salida normalmente es de P20 (sulfito de zinc y cadmio). Este fósforo convierte de nuevo la energía cinética de los electrones en luz. Dado que los electrones son fáciles de detener, el espesor de esta pantalla es muy pequeño y está formado por granos muy pequeños lo que permite una muy alta resolución. La imagen de esta pantalla se recoge típicamente mediante una cámara de televisión o vídeo, a través de un sistema de lentes de alta calidad.

La ganancia de brillo que consigue el intensificador de imagen se debe a dos factores: reducción del tamaño de la pantalla de salida con respecto a la de entrada, resultando en una concentración del flujo de electrones, y una ganancia en el propio flujo debida al sistema de aceleración de los mismos. Por ejemplo, para una pantalla de 30 cm de entrada y 2,5 cm de salida, la ganancia sería de $(30/2,5)^2 = 144$ por la relación de tamaños. Si suponemos una ganancia de flujo típica de aproximadamente 50, tendríamos una ganancia de brillo total de aproximadamente 7000.

3.1.3. Cadena de televisión

Los componentes de una cadena de televisión son la cámara, la unidad de control de la misma y el monitor. La imagen obtenida por el intensificador de imagen es dirigida mediante un sistema de lentes a la cámara de televisión, que la convierte en una serie de pulsos electrónicos denominada señal de video. Esta señal es transmitida a través de un cable a la unidad de control, que la amplifica y la envía al monitor de televisión.

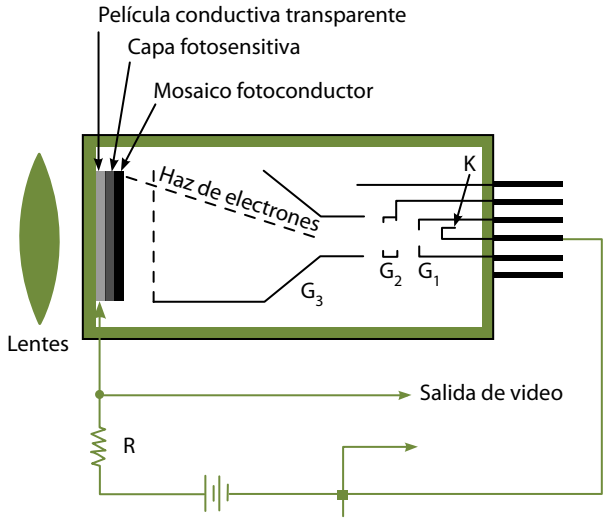


Figura 24. Esquema de una cámara de TV para fluoroscopia.

Las cámaras utilizadas en fluoroscopia hasta hace unos pocos años eran del tipo denominado vidicon. Las partes esenciales de una cámara vidicon se muestran en la figura 24. La imagen fluoroscópica de la pantalla de salida del intensificador de imagen es dirigida al objetivo de la cámara, funcionalmente la parte más importante de la misma. Se compone de una capa de un material fotoconductor, Sb_2S_3 muy frecuentemente, pero también PbO (plumbicon), CdZnTe (Newicon), Sb_2O_3, o SeAsTe (Saticon), que emite electrones al absorber la luz incidente. La principal diferencia entre los materiales fotoconductores enunciados es la distinta remanencia que presentan, que afecta a las características de ruido de la imagen y a la capacidad de reproducir objetos en rápido movimiento. Al emitir electrones, la capa fotoconductora se queda cargada positivamente, reproduciendo la imagen de luz. Un haz de electrones barre dicha imagen eléctrica, descargándose allí donde se han perdido electrones. La corriente eléctrica así generada forma la señal de vídeo.

El sistema de vídeo se complementa con la unidad de control que amplifica la señal de vídeo. La ganancia de este amplificador se ajusta de manera que sea cual sea el tamaño de la señal preamplificada, se distribuya en el rango completo de la señal de vídeo final. Este control automático de ganancia es particularmente importante cuando el intensificador de imagen opera en modos amplificados que limitan la ganancia de brillo del mismo, reduciendo la luminosidad de la pantalla de salida. Finalmente la señal ya amplificada se envía a un monitor de televisión para su visualización.

3.1.4. Características de la imagen

Como ya se ha indicado anteriormente, la fluoroscopia se realiza a bajas tasas de exposición con el objetivo de visualizar procesos dinámicos. Incluso con valores bajos de tasa de dosis, la dosis final al paciente puede ser sustancial debido a los largos tiempos de exposición en algunas exploraciones. Es evidente que una de las principales ventajas de los intensificadores de imagen es la reducción de dichas dosis. Sin embargo no es posible seguir reduciendo las tasas de exposición indefinidamente, dado que se alcanzará un punto en el que no haya suficientes fotones para producir una imagen. La imagen fluoroscópica actual se encuentra cerca de ese punto. Una mayor reducción en los fotones de rayos X causaría una degradación seria de la calidad de imagen.

Como en cualquier sistema de imagen, la resolución espacial y las características de ruido determinan la calidad de imagen. En un intensificador de imagen la resolución espacial depende básicamente de las características de la pantalla de entrada y del diámetro del intensificador. El sistema de lentes electrónicas requiere que la longitud de las trayectorias descritas por todos los electrones dentro del intensificador sean aproximadamente iguales. Por ello la pantalla de entrada debe estar curvada, o necesitaríamos una longitud de intensificador inaceptablemente alta. Esta curvatura provoca que los rayos X alcancen a la periferia con un ángulo oblicuo reduciendo la resolución espacial con respecto a la zona central. La curvatura del intensificador también es la causante de la distorsión que se produce en la imagen en la zona periférica. Esta distorsión es más importante en los intensificadores de diámetro grande (en aplicaciones vasculares se alcanzan intensificadores de hasta 40 cm de diámetro), ya que cuanto más lejos esté un electrón del centro más difícil es enfocarle correctamente en la pantalla de salida.

El espesor de la capa de CsI afecta tanto a la resolución espacial como a la eficiencia de detección y por tanto tiene una gran importancia en las características de ruido de la imagen. Además no debe olvidarse que los intensificadores de imagen actúan con tasas de dosis muy bajas y el ruido cuántico está siempre presente. El sistema electrónico de lentes y la pantalla de salida no son generalmente componentes limitantes de la resolución espacial. Sin embargo, los intensificadores de imagen son muy sensibles a campos magnéticos externos.

Por otra parte la cámara de televisión y el monitor imponen un tope en la resolución debido al número discreto de líneas que componen la imagen. Este límite es más importante para tamaños de campo de intensificador grandes en los que se ven áreas de paciente extensas con el mismo barrido de líneas de televisión.

Como ya se ha indicado anteriormente una propiedad que presentan la gran mayoría de las cámaras de televisión es la remanencia de la imagen, que es especialmente molesta cuando se mueve el intensificador de imagen durante la fluoroscopia o cuando se visualizan objetos en rápido movimiento: órganos móviles, catéteres, etc. La remanencia tiene su origen en la retención de señal en el fotoconductor entre imagen e imagen. Hasta cierto punto una cierta cantidad de remanencia es realmente ventajosa, ya que sirve de promedio de las fluctuaciones estadísticas propias de las bajas tasas de dosis usadas y minimiza el efecto del ruido cuántico.

3.2. Sistemas de fluoroscopia digital

3.2.1. Digitalización de la señal de vídeo

Existen varias opciones de obtener imágenes digitales dinámicas. Como ya se ha indicado en el caso de la adquisición estática de imágenes, la utilización de la tecnología digital permite procedimientos de mayor complejidad y el uso de todas las ventajas del procesado de la imagen. Históricamente la primera aproximación a la fluoroscopia digital ha sido el uso de los procesadores de vídeo digital. En ellos, un conversor analógico-digital (CAD) convierte la señal de vídeo procedente de una cámara de televisión acoplada a un intensificador de imagen en una señal digital, que es almacenada, procesada y convertida nuevamente en señal analógica de vídeo para su visualización en un monitor de televisión.

Aunque la señal de vídeo que produce la cámara de televisión se la denomina analógica, no podemos perder de vista el hecho de que el barrido que realiza el haz de electrones en la misma tiene un número discreto de líneas. Por tanto la información de la imagen es ya "digital" en una de las dos direcciones (vertical) y es más o menos continua en dirección horizontal. Ello produce una pérdida de resolución real debido al número finito de líneas horizontales que subdividen la imagen. Además, el ancho de banda del vídeo que "muestrea" la imagen en dirección horizontal es limitado e introduce pérdidas. Por ello, y aunque la señal de vídeo sea considerada analógica, produce una degradación considerable de la imagen dependiendo del número de líneas de televisión, el ancho de banda y las características de señal-ruido de la cámara de televisión.

La digitalización de esta señal de vídeo es un proceso que incluye un muestreo y una cuantización de la señal analógica, llevada a cabo por un CAD. El muestreo describe el número de elementos discretos por segundo en que es convertida una señal analógica por el ADC. Se caracteriza por un ancho de banda, típicamente del orden de millones de muestras por segundo. Por su parte la cuantización hace referencia a la asignación de un valor entero a la amplitud

de la señal en cada punto específico muestreado. El rango de valores viene determinado por el número de bits usado por el ADC para estimar la amplitud de la señal. Por ejemplo 8 bits tendrán un intervalo de $2^8 = 256$ niveles de grises, y 12 bits tendrán $2^{12} = 4096$ niveles de grises. Sin entrar en grandes detalles, pueden verse los efectos del muestreo y la cuantización en las figuras 25 y 26. Un tamaño de matriz pequeño da lugar a errores sustanciales en la estimación de la señal analógica debido al promedio que se realiza de la misma a lo largo del tamaño de píxel. Igualmente un número insuficiente de niveles de grises da como resultado que un amplio intervalo de valores de señal sean codificados como un único valor. Los efectos combinados de muestreo y cuantización dan lugar a errores aún más grandes. Una cuestión importante que quedaría por determinar es el valor "adecuado" de ambos parámetros para las aplicaciones de la fluoroscopia.

Figura 25. Efectos del muestreo en una imagen digital. (a) Original, 512*512, (b) la misma imagen muestreada a 128*128, y (c) muestreada a 32*32.

Figura 26. Efectos de la cuantización en una imagen digital. (a) Original, 8 bits, (b) la misma imagen digitalizada a 4 bits, y (c) digitalizada a 2 bits.

La digitalización de la señal de video puede utilizarse para reducir las dosis a los pacientes. Ya se ha indicado en este texto que las tasas de exposición utilizadas en fluoroscopia son muy bajas ya de por sí, pero aún así la utilización intensiva de la misma hace deseable la reducción de dichos valores. Si se reduce la tasa instantánea de exposición, la calidad de imagen se degrada. Sin

embargo, puede mejorarse dicha calidad mediante una reducción de ruido llevada a cabo por el procesador digital. Por ejemplo métodos de promediado de imágenes en los que se pesa de mayor manera la imagen actual, decayendo exponencialmente el peso de las anteriores, son muy efectivos.

El problema que surge con el promedio de imágenes es el mismo que con la remanencia de la cámara de TV, es decir, los objetos en movimiento se ven de manera difusa. Para evitar este problema, algunos procesadores comparan píxel a píxel los valores de la imagen actual con la siguiente en aparecer. Si la diferencia excede un cierto umbral, se asume que es debida a un cambio en el objeto y se sustituye el valor del píxel por el nuevo. Si la diferencia es inferior a este umbral se asume que es ruido y el nuevo valor se promedia con el actual.

Asimismo la utilización de la congelación de imagen (LIH o *last image hold*), en la que la última imagen adquirida se presenta en el monitor continuamente hasta que se vuelve a dar fluoroscopia, permite reducir de manera significativa las dosis al permitir observar la imagen del paciente sin emitir radiación. Por último y no menos importante la utilización de fluoroscopia pulsada, de entre 12 y 25 imágenes por segundo, permite la emisión de radiación únicamente en pequeños pulsos necesarios para obtener cada imagen reduciendo por tanto la dosis integral. Además, puede aumentarse el valor de corriente en cada pulso de manera que se aumente la calidad de imagen de los mismos y así, mientras los valores de carga sean inferiores que los de la fluoroscopia continua, las dosis seguirán siendo más bajas.

3.2.2. Digitalización con cámaras CCD

Los equipos de fluoroscopia actuales han sustituido la cámara de televisión anexada al intensificador de imagen por una cámara CCD. Este dispositivo consiste en una matriz bidimensional de sensores luminosos de estado sólido y de condensadores (cada combinación de ambos forma un elemento o píxel), y la electrónica de lectura necesaria para leer las cargas acumuladas en cada condensador (figura 27 y figura 28).

Los CCD están compuestos de Si electrónico (semiconductor). Para fotones luminosos de energía superior a 1 eV (o longitud de onda inferior a 1000 nm) el silicio es fotosensible y se produce un par electrón-hueco que puede ser separado por un campo eléctrico externo. Típicamente los sensores CCD utilizados en las cámaras de los equipos de rayos X tienen una región sensible a la luz y otra región igualmente grande, para almacenamiento. Esta última está protegida de la luz por una capa metálica. La imagen obtenida en la primera región se envía a la zona de almacenamiento desde donde será enviada a un amplificador de señal.

Figura 27. Sensor CCD y cámara de TV.

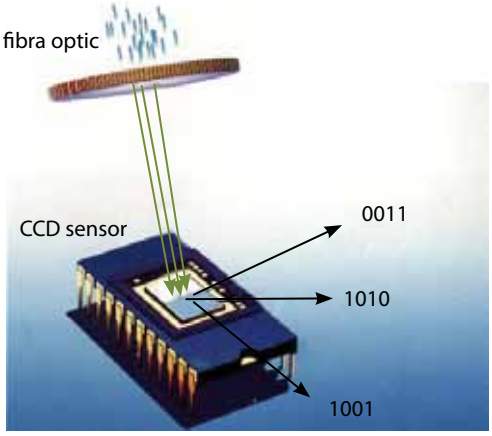


Figura 28. Esquema de un CCD con las dos regiones: sensor y almacenamiento.

Las cámaras CCD tienen eficiencias del orden del 30%-50% en el rango de 450-650 nm y sensibilidades de unos 3000 electrones por lux. La señal de salida de un CCD es directamente proporcional a la exposición ($\gamma = 1$). Esta linealidad puede verse afectada a niveles muy altos de luz por saturación de los condensadores. El rango dinámico de los CCD es significativamente más grande que el de las cámaras de TV. En lo que respecta a la resolución depende en primer lugar del tamaño de píxel. Sensores de 1024*1024 son normales en fluoroscopia. Otras ventajas que pueden citarse de los CCD son: comparados con las cámaras saticón o plumbicón, operan a voltajes mucho más bajos y prácticamente no consumen energía; no son sensibles a campos magnéticos externos; son más pequeños en volumen y peso; tienen una geometría fija, están intrínsecamente libres de distorsión , y son robustos; son comparables en sensibilidad óptica a las cámaras TV pero no presentan fenómenos de remanencia; CCD con re-

solución comparable son hoy en día más baratos que las cámaras; tienen vida media más larga; son compactos, tienen una respuesta muy reproducible, no necesitan ajustes y no requieren calentamiento. Como contrapartida puede decirse que las cámaras CCD tienen en general un nivel de ruido superior y normalmente requieren algún tipo de posprocesado para reducir dicho ruido.

3.2.3. Digitalización directa

El siguiente paso en la adquisición digital dinámica de imágenes de rayos X es la sustitución completa del intensificador de imagen, óptica asociada y cámara CCD por un panel plano de los que se han visto anteriormente en el apartado de imágenes estáticas, con el consiguiente ahorro de espacio físico. Este detector digital convierte los fotones incidentes en una matriz digital de valores sin necesidad de ningún otro proceso adicional. Otra de las diferencias básicas entre ambos sistemas tiene que ver con un procesado de las imágenes en tiempo real que permite obtener la máxima información contenida en la imagen. Como consecuencia se produce una mejora significativa de la calidad de la misma en términos de resolución espacial, reducción del ruido, rango dinámico y resolución de contraste.

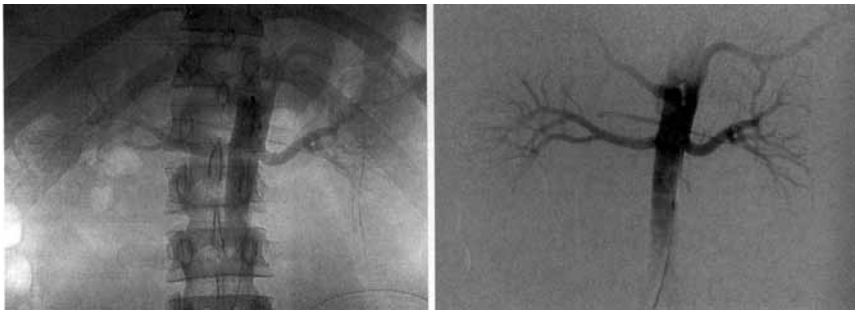
Figura 29. Equipo de fluoroscopia dotado de panel plano.

Todos los sistemas de gama alta que utilizan fluoroscopia (angiógrafos, hemodinámicas, etc.) han incorporado este tipo de detectores (Figura 29) como sistema de imagen ya que su rango dinámico es varias veces superior al mejor de los sistemas basados en un intensificador de imagen y la DQE (eficiencia de detección cuántica) es también más alta. Por ello es de esperar que a corto o medio plazo esta tecnología se convierta en el nuevo estándar para todos los fabricantes. Conforme su coste vaya siendo más competitivo, es de suponer que estos detectores se irán incorporando al resto de aplicaciones fluoroscópicas. Por ejemplo, muchos de los telemandos actuales ya vienen con detector plano en lugar de intensificador de imagen.

3.2.4. Sustracción digital

La sustracción de imagen se usa de rutina en las aplicaciones vasculares y es una parte indispensable de la angiografía moderna. Sin embargo, su aplicación no ha sido posible hasta la digitalización de la fluoroscopia. Se basa en la adquisición digital de imágenes antes y después de la inyección de un medio de contraste en el sistema circulatorio. Las imágenes obtenidas sin contraste (máscara) son restadas píxel a píxel de las obtenidas con contraste para resaltar el cambio en la atenuación de los rayos X debido a la presencia del medio de contraste en la sangre (véase la figura 30).

Habitualmente, y para evitar diferencias significativas en la sustracción entre zonas delgadas y gruesas del paciente, se recurre a una amplificación logarítmica de las imágenes anteriores y posteriores a la inyección de contraste antes de proceder a la sustracción. De otro modo, la sustracción lineal no compensaría las variaciones en la amplitud de la señal dando lugar a una modulación en la señal diferencia, dependiente de la anatomía del paciente.



a b

Figura 30. Sustracción digital: (a) imagen sin substraer; y (b) imagen de substracción.

En primera aproximación se puede suponer que el único cambio sucedido entre la adquisición de la máscara y la imagen final es la aparición en los vasos del medio de contraste inyectado. Sin embargo, es evidente que el más mínimo movimiento del paciente entre la primera y segunda adquisición puede dar lugar a artefactos de movimiento que pueden ser muy visibles en la imagen de sustracción, particularmente si hay objetos de gran contraste (como los huesos) que se han movido. Es necesario entonces recurrir a un leve desplazamiento de una imagen sobre la otra. En contra de lo que podría pensarse por lo complejo de los movimientos del paciente, este sistema de simple desplazamiento en x-y de los píxeles de una imagen sobre otra da muy buen resultado en la gran mayoría de los casos.

4. Sistemas de visualización de la imagen radiológica

El proceso radiológico finaliza con la visualización e interpretación de la imagen ya obtenida por parte del especialista médico. Este último paso, a menudo, se concibe como el más simple y trivial de la cadena y el éxito o el fracaso en la consecución de su objetivo –un buen diagnóstico- se achaca exclusivamente a los conocimientos, experiencia y buen hacer profesional del médico que interpreta. Este punto de vista olvida la importancia que los sistemas de visualización de las imágenes adquiridas tienen en el proceso de interpretación de las mismas y en el diagnóstico de las patologías. De nada serviría disponer de un radiólogo de prestigio y de un sistema de adquisición de imagen de excelente resolución si después esa imagen es observada en un soporte visualizador mediocre que no permite extraer toda la información que la imagen contiene.

Estos sistemas de visualización se clasifican en dos categorías en función del tipo de imagen a visualizar:

a) Negatoscopios en el caso de imágenes con soporte plástico de película.

b) Monitores de visualización en el caso de imágenes digitales.

4.1. Negatoscopios

Su traducción al inglés, *lightbox*, nos descubre cuál es la naturaleza de estos dispositivos. En efecto, se trata de cajas cerradas en el interior de las cuales una serie de tubos fluorescentes proporcionan una luminosidad adecuada que emergerá de la caja únicamente por uno de los lados de la misma, a través de una plancha de metacrilato traslúcido. El resto de caras de la caja serán opacas para evitar deslumbramientos en el facultativo que diagnostica. Con la placa radiológica colocada sobre la superficie difusora de la luz, la transmisión de ésta a través de la película permitirá visualizar las estructuras anatómicas y llevar a cabo el diagnóstico.

A pesar de tratarse de un dispositivo muy simple, una serie de requisitos deben ser considerados a la hora de adquirir, usar y mantener un negatoscopio:

1) La luminosidad del negatoscopio debe adaptarse a las necesidades del diagnóstico. Así, por ejemplo, en mamografía, la necesidad de poder ver lesiones milimétricas en imágenes a menudo no muy homogéneas (la zona de piel, más delgada, mucho más oscura que la zona glandular) hacen imprescindible el uso de negatoscopios de luminosidad regulable mediante potenciómetros y con un valor máximo superior al habitual (se recomiendan hasta 5000 cd/m^2 frente a las 2000 cd/m^2 recomendables en otro tipo de radiología).

2) La homogeneidad de la luminosidad a lo largo y ancho de toda la superficie de visualización es requisito obvio para evitar errores diagnósticos.

3) La utilización de negatoscopios de tamaño similar al de la placa visualizada favorece que ésta cubra por completo la pantalla luminosa y evita el deslumbramiento que sobre el médico radiólogo ejercen las zonas del negatoscopio que quedan descubiertas. Una alternativa a esto es el uso de negatoscopios dotados de cortinillas móviles opacas.

Aunque el uso del negatoscopio se asocia a la adquisición de imagen a través de sistemas clásicos de chasis con cartulinas de refuerzo y película, en ocasiones encontramos servicios de imagen en los que la adquisición se lleva a cabo mediante sistemas digitales (ej.: CR's) pero que la ausencia de PACS (Sistemas de Archivo y Comunicación de Imágenes) o de estaciones de trabajo específicas para el diagnóstico, obligan a los radiólogos a imprimir las imágenes digitales en placas de plástico a través de sistemas de impresión térmica o láser para finalmente acabar diagnosticando sobre dichas placas colocadas en un negatoscopio. Estas películas no son iguales que las usadas en la adquisición directa en chasis; el agente que realiza la impresión no son los rayos X, sino el calor; no contienen, por lo tanto, halogenuros de plata. Sin embargo, la sensación visual de las imágenes así conseguidas es muy similar a la generada por las placas clásicas de adquisición directa.

Es también habitual el uso adicional, junto a los negatoscopios, de focos luminosos puntuales y potentes (bombillas incandescentes) para la visualización de zonas de imagen de gran densidad óptica, en las cuales, la luz de los fluorescentes de un negatoscopio no es suficiente para transmitir la luz necesaria que permita distinguir entre estructuras o tejidos.

4.2. Monitores de visualización

Los monitores de visualización en radiología se introducen con la aparición de la fluoroscopía como herramienta de ayuda o guía en intervenciones quirúrgicas o vasculares. Se trata de imágenes en tiempo real habitualmente no aptas para el diagnóstico. Desde entonces hasta hoy, la aparición de la imagen diagnóstica digital (TC's, CR's, DR's....) ha impulsado el uso de los monitores como herramientas directas para el diagnóstico. Esto supone, obviamente, la aparición de monitores especializados; son los llamados monitores primarios, según la clasificación establecida por el American College of Radiology (ACR) y la Food and Drug Administration (FDA). Los requisitos que deben cumplir estos monitores son superiores a los de los monitores secundarios (los usados en fluoroscopia o los utilizados por médicos no especialistas en diagnóstico por imagen).

El monitor es el encargado de traducir y mostrar las imágenes en forma de señales que provienen de la tarjeta gráfica. Los monitores de visualización, según su tecnología, se clasifican en dos categorías, los de tubo de rayos catódicos (CRT) y los de pantalla de cristal líquido (LCD).

4.2.1. Monitores CRT

En el interior de un monitor CRT, (véase la figura 31), la mayor parte del espacio está ocupado por un tubo de rayos catódicos en el que se sitúa un cañón de electrones. Este cañón dispara constantemente un haz muy fino (pincel) de electrones contra la pantalla, que está recubierta de fósforo (material que se ilumina al entrar en contacto con los electrones). En los monitores a color, cada punto o píxel de la pantalla está compuesto por tres pequeños puntos de fósforo: rojo, azul y verde. Iluminando estos puntos con diferentes intensidades, puede obtenerse cualquier color.

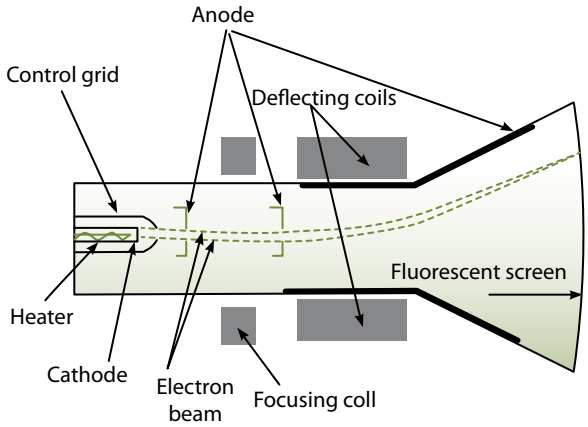


Figura 31. Esquema de un monitor de Tubo de Rayos Catódicos.

El pincel de electrones consigue iluminar un punto de la pantalla en cada instante; para conseguir generar imagen en toda la pantalla, el pincel de electrones viaja a gran velocidad por toda la superficie de fósforo en un movimiento horizontal de izquierda a derecha (línea) que se repite tantas veces como líneas tiene la imagen (de arriba abajo) para generar la imagen en tamaño de pantalla completa. Luego vuelve a comenzar el proceso. Esta acción es tan rápida que el ojo humano no es capaz de distinguir cómo se activan los puntos por separado, percibiendo la ilusión de que todos los píxels se activan al mismo tiempo.

Por lo tanto, para reproducir una imagen en la pantalla de un tubo de rayos catódicos es necesario generar un barrido del haz por toda la superficie de la misma. Esto se consigue mediante un sistema de deflexión magnético, constituido por dos pares de bobinas, que aplican un campo magnético variable que hace que el haz de electrones barra toda la pantalla en líneas sucesivas (en los sistemas de televisión europeos PAL y SECAM, por ejemplo, son 625 líneas). La tasa de barridos completos de pantalla (o cuadros) es de 25 cuadros/s.

4.2.2. Monitores LCD

Una pantalla de cristal líquido o LCD (acrónimo del inglés Liquid Crystal Display) es una pantalla delgada y plana formada por un número de píxeles en color o monocromos colocados delante de una fuente de luz (pantalla luminosa plana). A menudo se utiliza en dispositivos electrónicos de pilas, ya que utiliza cantidades muy pequeñas de energía eléctrica.

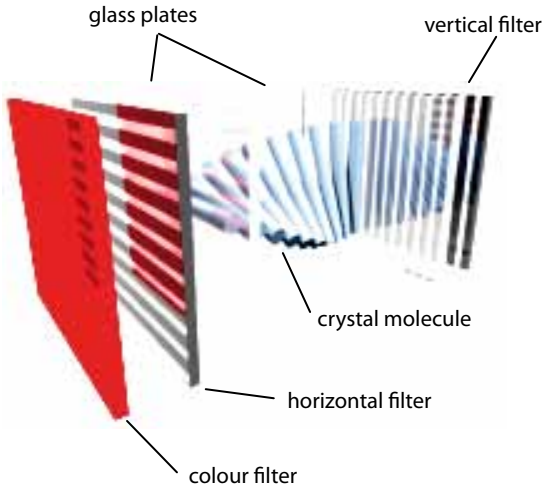


Figura 32. Esquema de funcionamiento de un píxel en un monitor LCD.

Cada píxel de un LCD consiste típicamente en una capa de moléculas de cristal líquido alineadas entre dos electrodos transparentes, y dos filtros de polarización, cuyos ejes de transmisión son perpendiculares entre sí (figura 32). Sin cristal líquido entre los filtros polarizantes, la luz procedente de la pantalla luminosa plana (o parte de ella) pasa por el primer filtro pero es bloqueada por el segundo y el píxel correspondiente aparece como un píxel apagado (sin brillo).

Al ser el cristal líquido un material birrefringente, la disposición geométrica o alineación de sus moléculas puede hacer "girar" la luz y permitir, de esta forma que ésta pase a través del segundo filtro de polarización. Por otra parte, esta alineación o disposición geométrica de las moléculas puede ser manipulada mediante la aplicación de voltajes adecuados en los electrodos de cada píxel. Según la intensidad del voltaje aplicado se puede conseguir un mayor o menor grado de "giro" de la luz cuando atraviesa el cristal líquido y, por lo tanto, un mayor o menor grado de transmitancia de esa luz a través del segundo filtro polarizador. Por lo tanto, si somos capaces de actuar independientemente sobre cada uno de los píxeles de la imagen mediante la aplicación de un voltaje adecuado y variable en el tiempo, obtendremos la imagen deseada.

En las pantallas LCD de color, cada píxel individual se divide en tres células, o subpíxeles, de color rojo, verde y azul (RGB son las siglas en inglés), respectivamente, por el aumento de los filtros (filtros de pigmento, filtros de tinte y filtros de óxido de metal). Cada subpíxel puede controlarse independientemente de forma que la combinación de los tres tonos de rojo, verde y azul darán la apariencia del color deseado a cada píxel.

El control de los voltajes aplicados a cada píxel determina el tipo de pantalla LCD y sus aplicaciones. Las pequeñas pantallas monocromo como las que se encuentran en los ordenadores personales, o viejas pantallas de ordenadores portátiles tienen una estructura de matriz pasiva que emplea tecnologías como la super-twisted nematic (STN). Cada fila o columna de la pantalla tiene un solo circuito eléctrico. Los píxeles se dirigen a la vez por direcciones de fila y de columna. Este tipo de pantalla se denomina matriz pasiva porque el píxel debe conservar su estado entre los períodos de refresco sin beneficiarse de una carga eléctrica constante. A medida que el número de píxeles (y, en consecuencia, columnas y filas) se incrementa, este tipo de pantalla se vuelve menos apropiada. Tiempos de respuesta muy lentos y un contraste bastante pobre son típicos en los monitores LCD con matrices pasivas.

Los dispositivos de color de alta resolución, como los modernos monitores LCD, utilizan una estructura de matriz activa. Una matriz de "*thin-film transistors*" (TFT) se agrega a la pantalla de cristal líquido. De esta manera, cada píxel tiene su propio transistor dedicado, que permitirá a cada línea de la columna acceder a un píxel. De esta manera todos los píxeles de una fila pueden ser activados simultáneamente, reduciéndose los tiempos de refresco y mejorando la calidad de la imagen, su contraste y su dinámica. Un monitor TFT es, por lo tanto, un monitor de cristal líquido (LCD) dotado de una matriz activa para el control eléctrico de los píxeles.

Las ventajas de los monitores LCD respecto a los CRT son, aparte del tamaño y de su menor consumo energético, la mejora en el brillo, la ausencia de barrido electrónico de la imagen (que, aunque imperceptible, puede causar cansancio visual), la ausencia de radiaciones secundarias generadas por el haz electrónico al impactar en el fósforo, la ausencia de reflejos indeseables al no requerir pantalla de cristal y la ausencia de distorsiones geométricas. Por el contrario los monitores LCD son más caros, están sujetos al fenómeno de los píxeles muertos, tienen ángulos de visualización limitados, su resolución está limitada a la llamada resolución nativa (tamaño de píxel) y la calidad del color es inferior a la que proporcionan los CRT.

No obstante, la mayoría de estas desventajas no son relevantes en radiodiagnóstico, dado que la resolución, aunque limitada, es más que suficiente en los modernos monitores de hasta 5 megapíxeles, que permiten el diagnóstico incluso en mamografía; el color no es significativo en las imágenes de radio-

diagnóstico que se visualizan en escala de grises y los ángulos de visualización reducidos tampoco son una limitación si se consigue una buena posición de trabajo del radiólogo enfrente de su monitor de diagnóstico. Como consecuencia de ello, el uso de monitores LCD se ha generalizado y en la actualidad han desplazado completamente a otros tipos de sistemas de visualización.

El desarrollo de pantallas con prestaciones específicas muy interesantes que se viene produciendo en aplicaciones informáticas podría dar lugar en un futuro próximo a nuevas formas de presentación de las imágenes radiológicas.

5. Bibliografía

Se citan a continuación una serie de textos que pueden ser considerados como básicos de consulta tanto para este tema como para el que sigue dedicado a los equipos de rayos X y a los receptores de imagen. En tales textos pueden encontrarse exposiciones más extensas o más detalladas de las diferentes cuestiones que se tratan en ambos temas, así como referencias completas relativas a cada uno de los aspectos abordados en ellos.

[1] CHRISTENSEN'S INTRODUCTION TO THE PHYSICS OF DIAGNOSTIC RADIOLOGY, (1984, 1990). Third & Fourth Editions. Curry TS III et al. Lea & Febiger.

[2] MEASUREMENT OF THE PERFORMANCE CHARACTERISTICS OF DIAGNOSTIC X-RAY USED IN MEDICINE Part I (1980). *X-Ray Tubes and Generators. HPA Topic Group Report*, T.G.R.32, (London).

[3] MEASUREMENT OF THE PERFORMANCE CHARACTERISTICS OF DIAGNOSTIC X-RAY USED IN MEDICINE Part II (1981). *X-Ray image intensifier Television Systems*. HPA Topic Group Report, T.G.R. 32, (London).

[4] MEASUREMENT OF THE PERFORMANCE CHARACTERISTICS OF DIAGNOSTIC X-RAY USED IN MEDICINE Part III (1981). *Computed Tomography X-ray Scanners*. HPA Topic Group Report, T.G.R. 32, (London).

[5] MEASUREMENT OF THE PERFORMANCE CHARACTERISTICS OF DIAGNOSTIC X-RAY USED IN MEDICINE Part IV (1984). *X-Ray Intensifying Screens, Films, Processors and Automatic Exposure Control Systems*. HPA Topic Group Report, T.G.R. 32, (London).

[6] MEASUREMENT OF THE PERFORMANCE CHARACTERISTICS OF DIAGNOSTIC X-RAY USED IN MEDICINE Part V (1985), *Conventional Tomographic Equipment*. HPA Topic Group Report, T.G.R. 32, (London).

[7] MEASUREMENT OF THE PERFORMANCE CHARACTERISTICS OF DIAGNOSTIC X-RAY USED IN MEDICINE Part VI (1983). *X-Ray image Intensifier Fluorography Systems*. HPA Topic Group Report, T.G.R. 32, (London).

[8] PERFORMANCE EVALUATION OF COMPUTED RADIOGRAPHY SYSTEMS (2001). Samei E., Seibert J.A., Willis C.E., Flynn M.J., Mah E., Junck K.L. Medical Physics Mar; 28(3):361-71.

[9] PRACTICAL DIGITAL IMAGING AND PACS (1999). AAPM Medical Physics Monograph nº 25.

[10] SPECIFICATION, ACCEPTANCE TESTING AND QUALITY CONTROL OF DIAGNOSTIC X-RAY IMAGING EQUIPMENT (1994). AAPM Medical Physics Monograph nº 20.

[11] SYLLABUS (2004). *A Categorical Course in Physics. Advances in Breast Imaging: Physics, Technology, and Clinical Applications*. RSNA.

[12] SYLLABUS (2003). *A Categorical Course in Physics. Advances in Digital Radiography*. RSNA.

[13] SYLLABUS (1998). *A Categorical Course in Physics. Cardiac Catheterization Imaging*. RSNA.

[14] SYLLABUS (2000). *A Categorical Course in Physics. CT and US Cross-sectional Imaging*. RSNA.

[15] SYLLABUS (1995). *A Categorical Course in Physics. Physical and Technical Aspects of Angiography and Interventional Radiology*. RSNA.

[16] SYLLABUS (1999). *A Categorical Course in Physics. Physical Aspects of Breast Imaging–Current and Future Considerations*. RSNA.

[17] SYLLABUS (1996). *A Categorical Course in Physics. Technology Update and Quality Improvement of Diagnostic X-ray Imaging Equipment*. RSNA.

[18] THE BASICS OF FILM PROCESSING IN MEDICAL IMAGING (1997). Hans A.G., Jaskulski S.M. Medical Physics Publishing. Madison, Wisconsin.

[19] THE ESSENTIAL PHYSICS OF MEDICAL IMAGING (1994). Bushberg J.T., Seibert J.A., Leidholdt E.M. Jr, Boone, J.M. Williams & Wilkins.

[20] THE PHYSICS OF RADIOLOGY. (1983). Fourth edition. Johns H.E., Cunningham J.R. Charles C. Thomas. (Springfiel).

Tema 3:
Equipos de rayos X y receptores de imagen

Ricardo Torres Cabrera
Ignacio Hernando González

Equipos de rayos X y receptores de imagen

Ricardo Torres Cabrera, Ignacio Hernando González
Servicio de Radiofísica y P.R.
Hospital Universitario Río Hortega

1. Introducción

La amplia variedad del equipamiento radiológico existente en la actualidad puede entenderse desde la perspectiva de los objetivos que se pretenden alcanzar con su utilización. Casi desde el mismo descubrimiento en 1895 por Wilhelm Röntgen, los rayos X comenzaron a utilizarse con fines diagnósticos en medicina. Las primeras investigaciones de Roentgen mostraban, entre otras, cuatro propiedades muy interesantes de este nuevo tipo de radiación:

- Capacidad de atravesar la materia (como los tejidos humanos).
- Capacidad de producir imágenes de la materia atravesada.
- Capacidad de impresionar la película fotográfica.
- Capacidad de producir luz visible al interaccionar con fósforos.

En los primeros años que siguieron al descubrimiento pudo constatarse la posibilidad de obtener imágenes de las estructuras internas del cuerpo humano. La absorción y la dispersión de fotones al interaccionar un haz de rayos X con los tejidos del paciente dan lugar a una alteración de dicho haz, que contiene información sobre las estructuras atravesadas. Su registro en un sistema de imagen es lo que se conoce como *radiografía* (cuando el sistema de imagen es una placa) y *fluoroscopia* (cuando el sistema de imagen es una pantalla fluorescente).

A estas dos modalidades de utilización de los rayos X, habría que añadir sin duda alguna la aparición de la *tomografía computarizada* en los años 70, con frecuencia descrita como el mayor avance en el diagnóstico médico por la imagen desde el descubrimiento de los rayos X. Si el nacimiento de la radiología a principios del siglo XX constituyó un avance impresionante en el diagnóstico y posterior tratamiento de las enfermedades (el médico, por pri-

mera vez en la historia de la medicina, podía "ver" el interior del paciente, sin tener que abrirlo), la tomografía computarizada permitió por una parte diferenciar tejidos con densidades muy similares, y por otra obtener imágenes precisas de las estructuras internas sin solaparse como en el caso de la radiografía o la fluoroscopia.

El objetivo fundamental de la gran mayoría de los procedimientos médicos que utilizan rayos X es el de visualizar las estructuras anatómicas internas así como las posibles patologías existentes, de modo que su tamaño, posición relativa y características puedan ser determinadas adecuadamente por el radiólogo. Dado que por una parte estas estructuras varían enormemente de unas a otras y que por otra parte los objetivos que se persiguen en cada imagen pueden ser muy distintos (desde una fisura o rotura de un hueso a la visualización de una pequeña masa o tumor, desde la detección de un nódulo en una mama a la caracterización de las arterias coronarias, etc.), también los procedimientos para la obtención de las imágenes van a ser diferentes y ello da lugar a la existencia de una amplia gama de equipamiento radiológico. Además, desde su descubrimiento han ido apareciendo muchas parcelas nuevas dentro de la medicina en las que la utilización de los rayos X es fundamental y que están fuera de los servicios de radiodiagnóstico: unidades de hemodinámica, quirófanos, unidades de endoscopia, etc.

Una primera clasificación de los equipos de rayos X podría venir dada por la forma en que la imagen es obtenida. Así podríamos distinguir entre las modalidades que obtienen las imágenes a partir de la proyección directa del haz de rayos X que atraviesa y emerge del paciente, y la tomografía computarizada que obtiene la imagen a partir de una reconstrucción matemática. Entre las primeras modalidades podemos distinguir además aquellas en que se obtienen imágenes estáticas (las comúnmente denominadas radiografías) y aquellas que precisan de la obtención o visualización de órganos en movimiento, paso de fluidos con contraste a través del sistema circulatorio o digestivo, seguimiento de la correcta introducción de catéteres, etc., en las que se precisa la utilización de la fluoroscopia.

Dentro de los sistemas de radiología general conviene hacer un apartado especial a la mamografía por constituir una prueba muy específica con un equipamiento dedicado y una importancia considerable dentro de la radiología. Por último se incluyen en este capítulo otros equipos más o menos específicos con características propias como los dentales, intraorales y ortopantomógrafos, y los densitómetros óseos.

2. Equipamiento en radiología general

2.1. Consideraciones generales

Figura 1. Equipo de radiología general.

Un equipo de radiología general (véase la figura 1) está configurado para que sea capaz de obtener imágenes estáticas (radiografías) de las distintas partes del cuerpo humano: extremidades, tórax, cráneo, columna, abdomen, etc. Su uso está limitado a aquellas exploraciones que no requieren el uso de fluoroscopia. La configuración de una unidad de este tipo es sencilla: un generador, capaz de suministrar la tensión necesaria; una columna móvil, que incorpora el tubo de rayos X y permite apuntar el haz en distintas direcciones y orientaciones; y una mesa, que incluye el sistema de imagen (con bucky o parrilla antidifusora móvil para evitar la radiación dispersa, exposimetría automática, y/o otros accesorios). En muchas ocasiones dispone también de un estativo mural para la realización de todas las exploraciones en bipedestación (paciente en posición vertical).

Todo el sistema debe ser lo más versátil posible para dar cabida al mayor número y variedad de exploraciones posibles. Ello implica, por ejemplo, que el equipo debe:

- Ser capaz de producir tensiones muy diferentes para dar lugar a haces de radiación con una gama de calidades muy amplia que permita la obtención de imágenes óptimas de estructuras anatómicas diversas (desde una radiografía de una simple mano a 45 kV – 50 kV, hasta una radiografía de tórax a 120 kV – 130 kV).
- Proporcionar tiempos de exposición suficientemente cortos que eviten la borrosidad cinética (de órganos en movimiento).
- Estar diseñado para obtener imágenes muy nítidas, con una resolución y contraste elevados.
- Soportar potencias eléctricas elevadas.
- Disipar altas tasas de calor.

Dado que en determinadas ocasiones no es posible desplazar al paciente hasta la sala de radiología (piénsese en un paciente ingresado en la U.V.I., un neonato que esté en una incubadora, etc.) existen también los denominados equipos portátiles que son capaces de realizar la exploración en la propia habitación en que está ubicado el paciente. Este tipo de equipos son compactos, incluyen el generador y la columna de rayos X, y llevan ruedas para transportarse fácilmente de un lugar a otro. Pueden enchufarse en cualquier toma normal de la red ya que el consumo instantáneo es muy pequeño.

2.2. Generador

Aunque los fundamentos del generador ya se han visto en el tema 1 de este módulo, sí conviene recordar ciertas cuestiones, debido al papel que juega en la calidad de la imagen final. Un generador de rayos X tiene cuatro funciones principales:

- Aplicar la alta tensión o kilovoltaje adecuado al tubo de rayos X: el valor de la tensión de pico seleccionada y la rectificación de la señal que realice el generador determinarán la calidad del haz de radiación (junto con otros aspectos, como la filtración que incorpore el tubo de rayos X y el colimador).
- Suministrar al filamento del cátodo del tubo la corriente precisa para modular la mayor o menor emisión de electrones que dará lugar a una mayor o menor tasa de fluencia energética de rayos X.
- Controlar el tiempo en que hay emisión de radiación, mediante la desconexión de la alta tensión al tubo o el control de la corriente con rejilla.
- Asegurar la protección del tubo, prohibiendo las secuencias de tensión, corriente y tiempo que podrían dañarlo.

Un generador debe estar diseñado para suministrar de manera exacta y reproducible los parámetros técnicos (kilovoltaje, intensidad de corriente y tiempo de disparo) que el operador solicite. Las características del generador tienen una influencia muy grande en el contraste y la nitidez de una radiografía. Por ejemplo, la borrosidad debida al movimiento puede ser reducida en gran manera si el generador permite suministrar la cantidad de radiación necesaria en el menor tiempo posible. Ello implica trabajar con potencias altas (tensiones y corrientes elevadas) y tiempos muy pequeños (del orden de unos pocos milisegundos) con un control muy fino de los mismos. Hoy en día, en radiología general son habituales generadores de potencias que oscilan entre los 50 kW y los 100 kW. Estos últimos son menos habituales de lo que lo eran hace algunos años, debido al incremento de la sensibilidad de los sistemas de imagen actuales.

Como en la inmensa mayoría de los casos en que la fuente de potencia es una toma de corriente alterna, el generador ha de integrar sendas etapas de transformación de la tensión y de rectificación de la corriente. Durante casi un siglo la rectificación se ha basado en procedimientos progresivamente mejorados para obtener pulsos de seis y de doce ondas por ciclo que optimizaran el uso de la potencia consumida. Sin embargo, desde la última década del siglo XX se ha generalizado el uso de *convertidores de frecuencia* (o generadores de alta frecuencia) que garantizan una salida de tensión prácticamente constante, con un factor de rizado que típicamente se sitúa en valores inferiores al 5%, con el consiguiente incremento en el rendimiento de los tubos, en la estabilidad de su funcionamiento y en el control de calidad del conjunto generador-tubo. Además, la exactitud y reproducibilidad que se consigue con este tipo de equipos es también muy alta, alcanzándose por tanto cotas superiores en la calidad de imagen.

2.3. Tubo de rayos X y colimador

Tal y como se explicó en el tema 1, el tubo de rayos X es, junto con el generador, el otro componente fundamental de un sistema productor de rayos X. Es en él donde se van a producir los rayos X como resultado de la interacción de un chorro de electrones de alta energía con un blanco de material adecuado. La inmensa mayoría de los equipos de radiología general utilizan tubos de rayos X de ánodo rotatorio. Este tipo de tubos consta de dos electrodos colocados en el interior de una ampolla de vacío, entre los que se establece una diferencia de potencial de algunas decenas de miles de voltios. Simultáneamente, uno de los electrodos, el *cátodo*, se calienta para facilitar, por efecto termoiónico, su función como fuente de electrones. Los electrones evaporados del cátodo y acelerados por el campo eléctrico, convenientemente focalizados, inciden sobre el ánodo en una zona, el blanco, construida o recubierta de un metal adecuado (una aleación de wolframio y renio sobre molibdeno en los tubos más comunes; y de molibdeno o rodio en los tubos de mamografía).

Casi la totalidad de la energía depositada en la interacción de los electrones con el blanco se transforma en calor y su evacuación constituye uno de los problemas técnicos clásicos de la construcción de tubos. Sólo una fracción del uno por ciento de esa energía resulta útil y da lugar a la aparición de rayos X. La mayor parte de esos rayos X se originan cuando un electrón se aproxima a uno de los núcleos del material del blanco e interacciona con el intenso campo electrostático creado por él. La energía perdida se transforma en un cuanto de radiación electromagnética, esto es, en un fotón de rayos X. Dicha energía es máxima cuando es mínima la distancia de interacción y tiene un límite superior asociado a la máxima energía de los electrones, esto es, al potencial establecido entre ánodo y cátodo.

Es preciso resaltar que en la radiología básica las características de la imagen condicionan la forma y el tipo del espectro de rayos X utilizado, ya que la interacción de los fotones con la materia es muy sensible a la energía de los primeros y una variación en ésta afecta de manera apreciable al contraste. Así por ejemplo, es normal colocar filtros adicionales a la salida del tubo con objeto de disminuir la componente de baja energía que, en términos generales, irradia al paciente y no contribuye más que de manera mínima a la formación de la imagen. Sin embargo y dado que el tipo de exploraciones que se realizan con estos equipos es muy amplio y muy diverso, debe llegarse a un compromiso en la cantidad de filtración que se añade, dado que también un valor excesivo puede degradar el contraste en exploraciones que requieran energías bajas (extremidades, exploraciones pediátricas, etc.). Es habitual que la filtración total de los tubos de rayos X de los equipos de radiología general esté en el entorno de los 3 mm de aluminio.

Figura 2. Foco fino y foco grueso.

La mayoría de estos tubos suelen tener también dos filamentos de diferente tamaño para trabajar buscando un compromiso entre aquellas exploraciones que requieran una mayor resolución y nitidez (menor tamaño de foco, es decir, de filamento) y aquellas que requieran una mayor disipación de potencia (tiempo de disparo menor y, por tanto, mayor intensidad de corriente). A estos filamentos se les suele conocer con el nombre de foco fino y foco grueso, respectivamente (véase la figura 2).

El tubo de rayos X está encapsulado dentro de una coraza de acero recubierta de plomo que reduce a valores muy pequeños (tasa de kerma en aire inferior a 1 mGy/h a un metro de distancia del tubo) la radiación que de otro modo saldría en todas direcciones del tubo. Únicamente se mantiene una ventana abierta a la que se acopla el conjunto colimador. Las funciones de dicho colimador son las siguientes:

- Limitar el tamaño del haz primario de radiación al deseado en cada exploración.
- Atenuar algo la denominada radiación extrafocal.
- Incorporar un campo luminoso que permita ajustar el tamaño del campo de radiación y colocar al paciente.
- Ayudar en el centrado del haz de radiación con el receptor de imagen.
- Dar cuenta de la distancia entre el foco del tubo de rayos X y el receptor de imagen.

Aquí también la evolución de la tecnología se ha hecho notar. Los colimadores actuales incluyen dispositivos de colimación automática que impiden que el tamaño del campo de radiación sea superior al tamaño del receptor de imagen, al tiempo que dan indicación numérica del tamaño del campo de radiación y de la distancia foco-receptor de imagen. Algunos también incluyen valores programables de filtración del tubo que permiten variar dicho valor en función del tipo de exploración seleccionada, para de esta manera mejorar el contraste o reducir la dosis recibida por el paciente.

2.4. Soporte de tubo

Como su nombre indica, el soporte de tubo tiene como misión sujetar el sistema de tubo de rayos X y colimador. Un conjunto de frenos permite inmovilizarlo y posicionarlo a las diversas distancias y angulaciones que sean necesarias para cada exploración. Cuando el soporte va sujeto al suelo recibe el nombre de columna. En ocasiones puede ir solidaria con la mesa radiográfica o ser independiente. Como mínimo, la columna del tubo de rayos X permite variar la distancia foco-placa, barrer en dirección cráneo-caudal al paciente, y rotar el tubo de rayos X para variar el ángulo entre el haz de radiación, el paciente y el receptor de imagen. Habitualmente permite también otros movimientos como el barrido transversal o de izquierda a derecha del paciente. Una pequeña consola colocada entre el tubo y el colimador con una serie de controles que permiten accionar o frenar cada movimiento, y dos asideros permiten manipular y colocar el tubo de rayos X en la posición deseada.

Las columnas incluyen paradas automáticas para alinear el tubo con el receptor de imagen así como a distancias prefijadas de este (típicamente 1 m – 1,10 m en la mesa; y 1 m, 1,5m y 1,8 m o similares en exploraciones realizadas sobre el estativo mural). En determinadas ocasiones, como puede ser el caso de una sala dedicada a urgencias, en que los pacientes pueden venir en camas y no es aconsejable moverles, es interesante disponer de una columna sujeta al techo y que por ello recibe el nombre de suspensión de techo. De esta

manera puede sacarse el tubo de rayos X de la vertical de la mesa y realizarse cualquier exploración sin necesidad de mover al paciente de su cama. La suspensión de techo consta típicamente de un par de raíles anclados, sobre los que se mueven otra pareja de raíles ortogonales a los primeros. Una columna telescópica que incluye el tubo de rayos X y el colimador ubicada sobre estos últimos raíles permite desplazar el foco a cualquier posición de la sala y a diversas alturas sobre el suelo. Normalmente las suspensiones incluyen paradas automáticas tanto para alinear el tubo con el receptor de imagen (mesa o estativo mural) como para inmovilizarlo a distancias prefijadas del mismo. Los equipos modernos permiten realizar todos estos movimientos motorizados de manera que es posible cambiar la orientación del tubo de la mesa al estativo mural o viceversa sin más que pulsar un botón.

2.5. Mesa radiográfica

La mesa radiográfica tiene como objeto soportar al paciente sobre su superficie en la posición correcta para la realización de la exploración. La mayoría de las mesas constan de un tablero deslizante realizado con materiales de baja absorción de los rayos X pero con gran resistencia al peso (fibra de carbono o similar). Un sistema de frenos, accionable típicamente mediante un pedal, permite inmovilizar el tablero en la posición que el operador estime adecuada para la realización de la radiografía. Otra prestación que incluyen los modelos de mesas actuales es la posibilidad de variar la distancia desde el suelo al tablero en un amplio intervalo de distancias. De este modo el acceso de pacientes con movilidad reducida a las así denominadas como mesas elevables es mucho más sencillo.

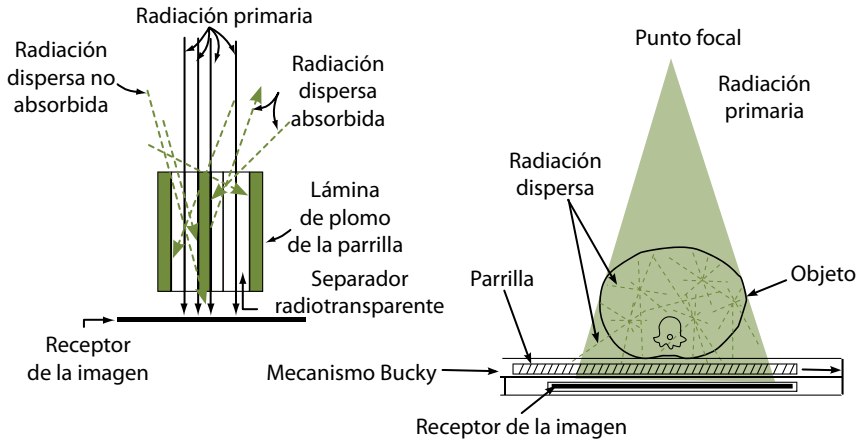


Figura 3. Principio de funcionamiento de una parrilla antidifusora.

Debajo del tablero la mesa radiológica incorpora el receptor de imagen. En el caso de un equipo de radiología convencional con combinación cartulina-película como sistema de imagen, el receptor de imagen consiste en un portachasis que, como su nombre indica, sirve para colocar el chasis radiográfico (que incluye la placa radiográfica y las pantallas de refuerzo). Normalmente el portachasis es móvil en dirección cráneo-caudal y suele tener una parada automática en el centro de la mesa con el fin de alinearlo con el haz de radiación. Por encima del portachasis y solidario con él se encuentra la parrilla antidifusora móvil. A este conjunto se le denomina sistema Potter-Bucky.

El objeto de la utilización de parrillas antidifusoras es la de reducir al mínimo posible la radiación dispersa, una de las causas más importantes de la pérdida de contraste en la imagen. Este tipo de radiación llega al sistema de imagen de manera no correlacionada con las estructuras atravesadas y tiende a emborronar la imagen, esto es, a reducir el contraste. La radiación dispersa está asociada al efecto Compton y aumenta claramente cuanto mayor es el volumen irradiado. Por ello una primera manera de reducir la radiación dispersa es la utilización correcta de los elementos de colimación del haz. Sin embargo el método más efectivo de mejorar la relación entre radiación directa y radiación dispersa que llega al sistema de imagen es el uso de las parrillas antidifusoras.

Una parrilla antidifusora es en esencia una rejilla formada por láminas muy finas de plomo u otro material que absorba bien la radiación, tal y como puede verse en la figura 3. El espacio que queda libre entre ellas se rellena de aluminio, fibra u otro material transparente a la radiación. De esta manera la gran mayoría de los fotones que alcancen en direcciones oblicuas a la parrilla (fotones dispersos), serán absorbidos y sólo aquellos que lleven una dirección similar a la de las láminas de plomo (radiación primaria) conseguirán atravesarla y alcanzar el sistema de imagen.

Normalmente las parrillas antidifusoras están focalizadas para una distancia fija del foco del haz de radiación. Eso quiere decir que si se utilizan a distancias muy diferentes de aquella a la que están focalizadas, la imagen será deficiente produciéndose una absorción indeseada del haz primario de radiación.

Un modelo primitivo de este tipo de parrillas fue propuesto ya en el año 1913 por el Dr. Gustav Bucky. El problema fundamental de la imagen obtenida inicialmente con una parrilla antidifusora era que la imagen de las láminas de plomo se superponía a la imagen útil. Para eliminar este artefacto, el Dr. Hollis E. Potter ideó un método que consistía en mover la parrilla durante la realización de la radiografía en dirección perpendicular a la de las láminas. El movimiento de la parrilla emborrona la imagen de las láminas y las hace indistinguible en la imagen final.

Otro dispositivo que incluyen la mayoría de las mesas radiográficas es el sistema de compensación automática de la exposición. En esencia un sistema de control automático de la exposición es un dispositivo formado por una o varias cámaras de ionización o algún otro tipo de detector, que miden la radiación que llega al sistema de imagen y cortan su emisión cuando ésta alcanza un determinado valor. De esta manera el operador puede centrarse en la elección de los parámetros que tienen que ver con la calidad del haz (tensión o kilovoltaje, filtración) y dejar que sea el propio equipo el que determine el tiempo de disparo, alcanzando una densidad de ennegrecimiento óptima y consistente en una placa radiográfica o una exposición adecuada en un detector digital. El sistema de exposimetría automática está colocado normalmente debajo del tablero de la mesa y sobre la parrilla antidifusora.

2.6. Estativo mural

En muchas ocasiones, las exploraciones radiográficas deben realizarse con el paciente en bipedestación o posición vertical. En estas ocasiones es necesario disponer de un dispositivo que incluya el receptor de imagen y sus accesorios: bucky, exposimetría automática, etc. A este dispositivo se le conoce con el nombre de estativo mural o bucky mural. En esencia el estativo mural es un tablero de dimensiones suficientes para albergar el receptor de imagen colocado sobre una columna apoyada en la pared. Dicho tablero puede subir o bajar a lo largo de la columna para colocar el receptor de imagen a una altura adecuada para cada paciente y tipo de exploración. Normalmente el estativo mural se coloca a los pies o a la cabecera de la mesa y alineado con ella para que, de esta manera, sólo sea necesario girar el tubo de rayos X para que enfoque al mural.

El tablero suele ser de madera, plástico, fibra de carbono o cualquier otro material de baja absorción y que proteja el interior. Como en el caso de la mesa el estativo incorpora un portachasis con parrilla antidifusora móvil. En el caso de las exploraciones realizadas sobre el estativo mural, las distancias foco-placa pueden variar desde 1 m (senos paranasales, cráneo, columna cervical, etc.) hasta 1,8 m (tórax posteroanterior y lateral). Por ello la focalización de la parrilla y la absorción de la radiación dispersa es un problema. En ocasiones se recurre a colocar una parrilla de poca absorción y focalizada a una distancia intermedia. Con ello se pueden realizar todas las exploraciones aunque existe una pérdida de contraste debido a la presencia de manera importante de radiación dispersa en la imagen y a que la distancia foco-placa no es la misma que la distancia de focalización de la rejilla.

Otros equipos incluyen parrillas removibles que pueden intercambiarse cuando se modifica la distancia foco-placa. Una última opción es la de valorar la utilización que se va a dar al estativo mural y colocar una parrilla correctamente

focalizada. Por ejemplo, si en una sala se van a realizar mayoritariamente exploraciones de tórax se coloca una parrilla focalizada a 1,8 m, adecuada para este tipo de exploraciones, pero teniendo en cuenta que no es apropiada para la realización de exploraciones a 1 m.

Además de la parrilla antidifusora, los estativos murales actuales incorporan un sistema de control automático de la exposición gemelo al de la mesa radiológica, que permite igualmente obtener de manera automática una densidad óptica correcta en todas las exploraciones realizadas sobre ellos.

Figura 4. Exploración realizada con un equipo móvil de rayos X.

2.7. Equipos móviles de rayos X

Como ya se ha indicado en el primer punto de este tema, en ocasiones no es posible trasladar al paciente hasta el equipo de rayos X para realizarle una radiografía. Para estos casos existen los denominados equipos de rayos X móviles o rodables (también llamados portátiles), con los que se pueden hacer las exploraciones en la propia habitación y cama en que está ubicado el paciente, como puede verse en la figura 4. Este tipo de equipos son compactos, incluyen el generador y la columna con el tubo de rayos X, y llevan ruedas para desplazarse de un lugar a otro. En ocasiones disponen de baterías para facilitar el transporte del equipo a su lugar de destino. En lo que respecta a los sistemas de imagen utilizados, hasta hace muy poco tiempo se utilizaba de manera sistemática o bien el sistema analógico de chasis con película radiográfica y pantallas de refuerzo, o bien CR (chasis con fósforos fotoestimulables en su interior). La incorporación de los paneles planos a la radiografía con portátiles, debido a la dificultad de disponer de detectores robustos (inalámbricos o con cable), se ha retrasado mucho, aunque en la actualidad los portátiles pueden incorporar ya estos sistemas de imagen.

El propio hecho de que sean móviles planteó en su día nuevos problemas, algunos de ellos con difícil solución real:

- Problemas de suministro eléctrico al utilizarse en lugares en los que la instalación eléctrica no tiene la potencia suficiente para las necesidades del equipo.
- Dificultades en el ajuste de la distancia foco-placa, así como en el correcto centrado y alineamiento del haz de radiación con el detector de imagen, al estar éste "desligado" del equipo.
- Problemas de protección radiológica por su empleo en salas carentes de blindajes estructurales y ocupadas por otras personas: personal de enfermería, otros pacientes, etc.
- Desajustes mecánicos y electrónicos frecuentes debidos al continuo desplazamiento de estos equipos, en muchas ocasiones por ascensor.

Los problemas de suministro eléctrico, uno de los clásicos en la utilización de equipos portátiles, han sido completamente resueltos con la aparición de los generadores de alta frecuencia.

Con estos generadores y un sistema de condensadores los portátiles pueden enchufarse a cualquier toma eléctrica de las que existen en cualquier sitio. Los condensadores se cargan entre disparo y disparo y suministran la energía almacenada al generador de alta frecuencia que la va consumiendo poco a poco, manteniendo durante todo el disparo el kilovoltaje seleccionado y la intensidad de corriente fija. Al finalizar el disparo, los condensadores vuelven a cargarse en unos pocos segundos y están listos para realizar otro disparo. Por otra parte, estos equipos son mucho más ligeros que los antiguos. En efecto, si se tiene en cuenta que la tensión inducida en un transformador es proporcional a la frecuencia de la señal y a la sección del transformador (y por tanto a su volumen), cuanto mayor sea la frecuencia menor será el volumen y la masa del transformador. Los generadores actuales que trabajan a frecuencias de varios kHz ocupan un volumen que ronda el 20% de los antiguos y generan mucho menos calor.

Si a los problemas geométricos y de ajustes que ya se han mencionado se añade el hecho de que estos equipos carecen de un sistema potter-bucky, puede comprenderse fácilmente que la calidad de imagen que se obtiene es muy inferior a la que se obtiene con los equipos fijos. A veces se utilizan parrillas antidifusoras fijas para colocar entre el paciente y el chasis y así reducir al mínimo posible la radiación dispersa, a costa de que las láminas de la rejilla se vean en la imagen. A pesar de todo, este tipo de parrillas suele degradarse con rapidez, debido a las dificultades de su colocación y al pro-

pio peso del paciente, por lo que en la mayoría de los casos se realizan las radiografías sin parrilla. Ello, junto con los propios problemas de protección radiológica, hace que la utilización de estos equipos deba limitarse estrictamente a aquellos pacientes en los que no resulte posible su traslado a la sala de rayos X.

2.8. Radiografía convencional y digital

El nombre de radiología digital se usa en general para describir aquellas técnicas que recogen la información de una exploración de rayos X mediante señales eléctricas. La radiografía convencional con combinación película-pantalla utiliza la placa fotográfica como registro convirtiendo la luz de la pantalla de refuerzo en una imagen latente que se visualiza tras el proceso de revelado sobre un negatoscopio. Cualquier sistema que recoja la información mediante una señal eléctrica elimina la necesidad de tener la película como soporte de registro. Ello implica una separación real del proceso de captura de la imagen con respecto a su posterior visualización, lo que permite el almacenamiento y transmisión de la imagen original así como su manipulación con el objeto de mejorar la calidad final de la misma.

Los primeros equipos de radiografía digital que aparecieron en el mercado fueron los sistemas de radiografía computarizada (CR), basados en la utilización de los denominados fósforos fotoestimulables. Una de sus grandes ventajas es la adaptación del sistema a los equipos de radiografía convencional. Únicamente se sustituyen los chasis convencionales con placa radiográfica y pantallas de refuerzo por chasis exteriormente equivalentes pero con una lámina de fósforo fotoestimulable. La imagen latente obtenida es leída en un lector que sustituye a las procesadoras en el sistema convencional. Posteriormente aparecieron los equipos con detector de panel plano, también denominados de radiología digital directa (DR). Aquí sí que hay un cambio con respecto a los equipos convencionales, ya que el detector va incluido dentro del propio equipo, en la mesa o en el estativo mural, y la imagen se obtiene directamente en un monitor colocado en la consola de mandos.

3. Equipamiento en mamografía

3.1. Consideraciones generales

Aunque la base de una exploración mamográfica es, en esencia, la misma que la de otra exploración radiográfica cualquiera (la obtención de una imagen bidimensional de las estructuras internas de un individuo mediante la impresión de una placa radiográfica sometida a un haz de radiación que, procedente de un tubo de rayos X, atraviesa la sección anatómica de interés), tiene características muy peculiares que merece la pena resaltar. El cáncer de mama, aunque con incidencia y tasas de mortalidad que varían de unas regiones a otras, supone en todo el mundo la primera causa de mortalidad por cáncer dentro de la población femenina. Aproximadamente una de cada diez mujeres desarrollará un cáncer de mama a lo largo de su vida. Por ello, su detección precoz juega un papel fundamental en la supervivencia y la calidad de vida de las mujeres afectadas. La mamografía es considerada universalmente como la prueba fundamental e imprescindible tanto para el diagnóstico de cáncer de mama como para su detección precoz en pacientes asintomáticas. En España, como en otros muchos países, las comunidades autónomas tienen desarrollados programas de cribado mamográfico para la detección precoz del cáncer de mama. Dichos programas consisten fundamentalmente en la realización de exploraciones mamográficas a la población femenina que ha superado una cierta edad.

Figura 5. Mamógrafo.

Los mamógrafos, como equipos de rayos X dedicados a la realización de mamografías, aparecieron a finales de los años 60, y desde entonces hasta ahora han ido evolucionando progresivamente con el objeto de conseguir una calidad de imagen cada vez más alta y un mejor diagnóstico a unas dosis de radiación razonables. Para permitir las distintas proyecciones necesarias, el tubo de rayos X y el receptor de imagen van montados sobre un brazo que, típicamente permite la rotación en un plano. El sistema (véase la figura 5) incorpora también un dispositivo de compresión, necesario para reducir el volumen y disminuir la radiación dispersa, así como otros elementos necesarios y que irán detallándose en los puntos siguientes.

3.2. Generador y tubo de rayos X

La mamografía es una imagen de las estructuras internas de la mama, que podemos englobar como un caso límite de una exploración de partes blandas, tejidos con densidades y composiciones similares, de muy baja absorción, y con un contraste intrínseco muy pequeño. Además en la imagen el radiólogo busca pequeñas masas (alta resolución de contraste) y microcalcificaciones (alta resolución espacial). Para que en la imagen puedan alcanzar a detectarse este tipo de detalles es necesario que el haz de radiación sea de una energía muy inferior a la usual en radiografía general.

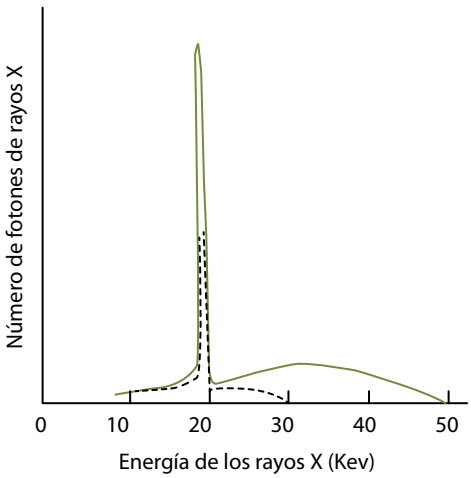


Figura 6. Espectro de radiación de un tubo de rayos X con ánodo de molibdeno.

Para un espesor típico de mama (entre 3 cm y 5 cm comprimidos) se obtiene un contraste excelente con rayos X de energías entre 17 keV - 22 keV. El molibdeno produce rayos X característicos a 17,4 y 19,6 keV, por lo que si se utiliza este material como blanco del tubo de rayos X y se añade una peque-

ña filtración de este mismo material en el colimador (típicamente 30 µm) se obtiene un haz de radiación con un porcentaje muy elevado de su energía en el rango de interés (véase la figura 6). Por ello los tubos de rayos X usados en mamografía eran hasta hace muy poco tiempo en su inmensa mayoría de pista de molibdeno. Algunos suministradores de equipos incluían también otra pista en el ánodo de un material distinto al molibdeno, típicamente rodio o wolframio, para la realización de mamografías de mamas más densas o más gruesas. El rodio produce rayos X característicos a energías algo más altas que el molibdeno, por lo que se obtiene un haz de radiación más penetrante. La calidad del haz utilizado juega también un papel fundamental ya que si se utilizan haces más penetrantes a base de aumentar la filtración, se degrada el contraste y se corre el riesgo de perder la capacidad de detectar pequeñas masas u otro tipo de detalles. Con la aparición de los detectores digitales y su muy superior resolución de contraste, los tubos comienzan a construirse mayoritariamente con ánodo de wolframio y filtros de rodio, que produce un haz más penetrante pero en el intervalo de energías en el que los detectores utilizados son más eficientes.

Todos los mamógrafos llevan generadores de alta frecuencia con características algo distintas a los utilizados en radiografía general. Para empezar el intervalo de tensiones o kilovoltajes que utilizan es muy inferior y varía, típicamente, entre 23 kV y 35 kV, para conseguir las energías necesarias comentadas anteriormente. Dado que tampoco es posible aumentar drásticamente el valor de la intensidad de corriente ya que ni el filamento del cátodo ni la pista de molibdeno del ánodo (con un punto de fusión mucho más bajo que el wolframio) pueden soportar energías elevadas, la potencia eléctrica de estos generadores es pequeña y valores en torno a 5 kW son habituales (aunque cuanto más cortos sean los disparos y por tanto mayor la corriente, menor será la borrosidad debida al movimiento de la paciente). Sin embargo y dado que pequeñas variaciones en la calidad del haz pueden hacer variar significativamente las características de la imagen, sí es fundamental en estos generadores que su respuesta sea lo más consistente y reproducible posible, más aún que en el caso de los generadores de radiografía general.

Por otra parte, ya que en la imagen se buscan detalles y objetos de tamaño muy reducido, es necesario que la resolución del sistema sea lo más alta posible. Para ello se recurre a tubos de rayos X con tamaños de foco muy pequeños (en torno a 0,1 mm para foco fino y 0,3 mm para foco grueso) y a utilizar como receptor de imagen chasis con una única pantalla fluorescente. De este modo se consigue por una parte mejorar la visibilidad de los bordes y por otra, se reduce el emborronamiento que causa la dispersión de luz en la placa radiográfica, aunque sea a costa de aumentar la dosis de radiación recibida por la paciente.

3.3. Geometría y compresión

Un aspecto clave en el que la mamografía difiere del equipamiento convencional es la ubicación geométrica de los componentes de la formación de la imagen. En lugar de un haz de rayos X simétrico con el foco alineado con el centro del receptor de imagen, en mamografía se utiliza un haz asimétrico cuyo eje está alineado con un borde del receptor, el correspondiente a la pared costal de la paciente (ver figura 7). De esta manera el borde del haz de radiación intersecta con el borde del dispositivo de compresión y con el borde del receptor de imagen. Además de esta manera la mayor fluencia de fotones se produce en la zona próxima a la pared costal, con fluencias menores en la zona más distal donde también el espesor de la mama es menor.

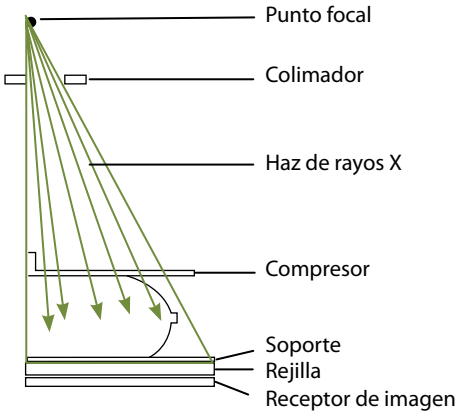


Figura 7. Efecto de la compresión en la radiación dispersa.

La distancia foco-imagen suele variar entre 60 cm y 65 cm, aunque existen mamógrafos con distancias mayores. Distancias inferiores darían lugar a una mayor borrosidad geométrica obligando a utilizar tamaños de foco más pequeños. Por el contrario, distancias mayores obligan a utilizar intensidades de corriente mayores para evitar que los tiempos de disparo sean excesivamente altos, lo que puede implicar también la utilización de tamaños de foco más grandes.

Todos los mamógrafos incorporan también un dispositivo de compresión cuyo uso, por distintas razones, es absolutamente esencial:

- Reduce significativamente la cantidad de radiación dispersa al reducir el volumen de la mama y por tanto mejora el contraste en la imagen (véase la figura 8).
- Al comprimir la mama, se reduce la superposición de estructuras y por tanto se facilita la detección de posibles patologías.

- Al ser menor el espesor de la mama comprimida, el haz de radiación que alcanza al receptor de imagen se endurece menos, y por tanto su energía efectiva es menor lo que significa también un mayor contraste.
- Igualmente, al ser el espesor menor y más uniforme sobre toda su superficie, puede utilizarse una tensión de disparo más baja con un contraste también mayor.
- Por último, pero no menos importante, también se consigue una reducción en la dosis recibida por la paciente al disminuir el espesor de la mama.

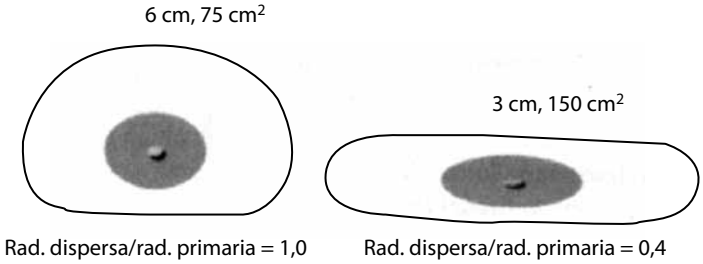


Figura 8. Efecto de la compresión en la radiación dispersa.

El compresor o dispositivo de compresión está alineado con el tubo de rayos X y el receptor de imagen. Un par de pedales permiten al operador bajar y subir el dispositivo hasta alcanzar una fuerza de compresión programada o el umbral de dolor que la paciente pueda soportar. Los mamógrafos incluyen también un sistema de descompresión automática, de modo que en el momento en que finaliza la emisión de radiación, el compresor libera a la paciente. La fuerza de compresión también es programable y valores de 100 N – 150 N son habituales. El material del compresor suele ser plástico e interesa que sea tan fino como se pueda para reducir en lo posible el endurecimiento del haz de radiación, pero también lo suficientemente robusto e indeformable para evitar dañar a la paciente.

3.4. Exposimetría automática

Para obtener imágenes con la mayor capacidad diagnóstica posible en mamografía analógica se recurre a películas radiográficas de muy alto contraste. Con este tipo de películas, si bien el intervalo de exposiciones en las que la imagen es aceptable es mucho más estrecho, se consiguen diferenciar detalles y masas de contraste muy reducido que, de otra manera, no podrían detectarse. El problema al utilizar películas de alto contraste es justamente ese: el intervalo de exposiciones válido es muy estrecho y si la película está subexpuesta o sobreexpuesta las estructuras internas no podrán verse con el

máximo contraste, perdiendo información y capacidad diagnóstica. Además la composición glandular de la mama y la probabilidad de que con una técnica manual (elegida por el operador) se entre dentro de este intervalo es muy reducida. Por ello en mamografía es absolutamente imprescindible el uso de un sistema automático de compensación de la exposición que permita obtener todas las imágenes con una densidad óptica constante dentro de la zona de más alto contraste de la película.

Normalmente el sistema de exposimetría automática en mamografía consta de uno o dos sensores (cámaras de ionización o detectores de estado sólido) cuya posición puede ser modificada por el operador para ajustarlo a la zona glandular de la mama. A diferencia del sistema de exposimetría que llevan los equipos de rayos X convencionales, en mamografía el exposímetro va colocado detrás del chasis y no delante, para evitar que su sombra aparezca en la imagen. Cuando la dosis previamente programada alcanza al sensor, éste corta la emisión de radiación consiguiendo una densidad óptica adecuada en la placa radiográfica. Con un sistema correctamente ajustado se consiguen imágenes de densidad óptica constante independientemente del espesor de la mama, su composición glandular o la tensión de disparo.

Junto con este sistema convencional de exposimetría automática en el que el operador selecciona el kilovoltaje y la densidad óptica, la mayor parte de los sistemas incorporan otros modos de selección automática de la exposición en los que el propio sistema ajusta la tensión, el material del ánodo, la filtración, etc., en función del espesor de la mama y su composición. Para ello se recurre a analizar la estructura de la mama a través de la radiación transmitida por la misma, bien en un pequeño pre-disparo de unos pocos milisegundos, o bien en los primeros instantes del disparo propiamente dicho. En función de los resultados en cuanto a espesor de la mama, y cantidad y calidad de la radiación que la haya atravesado, el sistema modifica los parámetros técnicos del disparo para posteriormente cortar el mismo cuando se haya alcanzado la dosis necesaria. En el caso de los mamógrafos digitales (véase el siguiente punto) no se puede utilizar un exposímetro automático convencional, ya que el propio detector digital atenúa la radiación e impide el funcionamiento normal de un sensor colocado por detrás de él. Para soslayar esta dificultad, los suministradores recurren a realizar también un pequeño pre-disparo, realizando a continuación una lectura del detector digital. En función de los valores de píxel obtenidos (en las zonas de mayor absorción de la mama o en zonas elegidas por el operador), el sistema aplica la técnica (tensión, pista del ánodo, filtración y carga de disparo) que considera adecuada. Puede decirse, por tanto, que en estos casos el detector de imagen actúa también como detector del exposímetro automático.

3.5. Mamografía convencional y digital

Como ya se ha indicado anteriormente, la exploración mamográfica tiene características que la hacen única dentro del entorno de la radiografía. Y justamente algunas de estas características son las que hacen más o menos aconsejable la utilización de sistemas digitales de adquisición como sustitución de la combinación película-pantalla. Para la detección precoz del cáncer de mama es absolutamente imprescindible que la imagen tenga unos valores mínimos de resolución y de contraste.

Con la película mamográfica pueden alcanzarse resoluciones espaciales muy superiores a las que se alcanzan con los sistemas digitales actuales. En ellos, la resolución está limitada por el tamaño de píxel que, en el mejor de lo casos, consigue alcanzar una resolución próxima, aunque siempre inferior a la de la combinación película-pantalla. Esta limitación de los sistemas digitales hace que la incorporación de la mamografía digital se haya retrasado considerablemente frente al resto de la radiología.

Sin embargo, además de las ventajas ya sabidas de los sistemas digitales, en mamografía hay otro aspecto de la calidad de imagen en que el sistema digital sí puede superar al convencional: la resolución de contraste. Ya hemos dicho que en el sistema convencional la película actúa tanto de detector como de sistema de visualización. Por ello y para no perder detectabilidad, por ejemplo, en las zonas glandulares de la mama, es necesario limitar el contraste de la película mamográfica. Sin embargo en un sistema digital, al ser independientes los procesos de captura y visualización, es posible realizar un postprocesado de la imagen de modo que se enfatice el contraste en las zonas de interés aunque estas a veces tengan densidades muy diferentes. En definitiva, con un sistema digital se obtienen imágenes con una resolución de contraste muy alta sobre toda la superficie de la mama, lo que resulta suficiente para alcanzar la calidad de imagen del sistema convencional aunque sea con una resolución espacial menor. De hecho, hoy en día, existe un consenso generalizado en la comunidad científica en que la calidad de imagen clínica de la mamografía digital es al menos semejante a la analógica e incluso superior en ciertos casos (mamas muy densas, etc.).

Además, la mamografía digital permite la introducción de nuevas aplicaciones que potencian y mejoran el papel y la capacidad de la propia mamografía, terminando con algunos de los problemas irresolubles de la misma. Por ejemplo, la tomosíntesis es una técnica que utiliza la plataforma de la mamografía digital y que permite la mejora de la visibilidad de las lesiones que se ven enmascaradas en la imagen mamográfica normal por la superposición de los distintos tejidos mamarios. Para ello se obtienen una serie consecutiva de imágenes de baja dosis de la mama con el tubo de rayos X haciendo un barrido en distintos ángulos en torno a ella. Las imágenes así adquiridas se procesan posteriormente para obtener vistas de los distintos planos tomográficos de la mama. Así, se puede detec-

tar o confirmar la presencia de posibles patologías, la profundidad y forma de las mismas, etc. También se han desarrollado sistemas de sustracción digital con contraste y técnicas de energía dual, con el fin de obtener imágenes funcionales de los procesos patológicos. Están en desarrollo nuevas aplicaciones (TC de mama, PET de mama, etc.) que en un futuro próximo podrán incorporarse con una cierta probabilidad a los sistemas actuales de diagnóstico de la mama por la imagen.

Hay otros aspectos también interesantes en la mamografía digital, como pueden ser los desarrollos de los sistemas denominados CAD (de ayuda al diagnóstico), en los que el propio ordenador realiza un análisis de la matriz de datos de la imagen con la idea de detectar posibles lesiones, microcalcificaciones, etc., y resalta determinadas zonas susceptibles de existencia de patología en la imagen. De esta manera el radiólogo puede realizar una segunda lectura de la imagen enfocando su atención a dichas zonas, una vez que en una primera lectura ha realizado un barrido de toda la imagen.

4. Equipos con fluoroscopia

4.1. Consideraciones generales

La principal diferencia entre la radiografía y la fluoroscopia es que esta última utiliza una tasa de fluencia de rayos X mucho más reducida pero durante un tiempo mucho más largo. La fluoroscopia produce una imagen continua permitiendo al observador ver cambios dinámicos dentro del paciente como órganos en movimiento o flujo de medios de contraste a través de vasos sanguíneos, aparato digestivo, etc.

El fundamento de la imagen fluoroscópica está en la capacidad que tienen los rayos X de causar fluorescencia en un material tipo fósforo. Un sistema de imagen de fluoroscopia convencional consta de dos componentes esenciales: el intensificador de imagen y la cadena de televisión con cámara. El tubo y el sistema de imagen se montan en los vértices opuestos de una columna o arco para mantener su alineamiento. Los fotones de rayos X que atraviesan el paciente interaccionan con el intensificador de imagen que genera una imagen muy brillante que es recogida típicamente mediante una cámara de televisión o CCD, a través de un sistema de lentes de alta calidad. Los equipos con fluoroscopia incluyen sistemas automáticos de control del brillo de manera que mediante un circuito de realimentación se modifican los valores de tensión, corriente o ambos para mantener siempre constante el brillo de la imagen que adquiere la cámara de televisión.

En los nuevos equipos digitales, el intensificador de imagen y la cadena de televisión son sustituidos por un panel plano que convierte la radiación incidente en una señal eléctrica.

4.2. Equipos telemandados

Los equipos de rayos X denominados telemandos (véase la figura 9) son aquellos en los que es posible efectuar toda clase de exploraciones radiográficas y fluoroscópicas, incluyendo las del sistema digestivo con medios de contraste, con excepción de exploraciones muy especializadas como la angiografía. Para ello deben tener posibilidad de permitir la visualización de la fluoroscopia en tiempo real, mover y colocar al paciente en diversas posiciones y disparar radiografías mientras se observa la fluoroscopia, lo que implica disponer de una mesa basculante con una columna que incluya el tubo de rayos X alineado con el sistema de imagen y que permita realizar su manipulación desde detrás de un blindaje estructural. De ahí el nombre de telemando, ya que el operador es capaz de realizar todos los movimientos de la mesa, columna y sistema de imagen desde una consola de mandos situada detrás de un visor convenientemente plomado para reducir las dosis recibidas. De esta manera es posible, por ejemplo, seguir en un monitor de TV el recorrido que un medio de contraste realiza en el sistema digestivo de un paciente, tomando imágenes (radiografías) con las proyecciones y en los momentos en que el radiólogo estime oportunos.

Figura 9. Vista de un telemando.

Los telemandos actuales son digitales (típicamente con intensificador y cámaras CCD, pero también cada vez más frecuentemente con detector de panel plano dinámico) e incorporan un sistema de adquisición y archivo que permite guardar las imágenes del paciente, procesarlas y enviarlas a una impresora o a un sistema PACS. Estos equipos permiten también obtener secuencias digitales de imágenes radiográficas (es decir, con la calidad de imagen y dosis a paciente de una radiografía) a tasas altas de adquisición de hasta 25 imágenes por segundo, que es posible reproducir, una vez procesadas, como una secuencia de vídeo, con sustracción digital, etc.

En general, en Europa, estos equipos se suministran con la configuración de tubo-arriba / intensificador-abajo. Esto los hace poco recomendables para su uso en intervencionismo, puesto que la distribución de la radiación dispersa provocaría mayores dosis al personal médico que realiza la intervención en el interior de la sala.

4.3. Angiógrafos vasculares y cardíacos

La angiografía consiste en llenar los vasos del sistema circulatorio con un agente de contraste, es decir un buen absorbente de la radiación que produzca una sombra visible en la imagen. Esta sustancia es preciso inyectarla en la zona que se desea explorar, utilizando agujas o guiando un catéter bajo control fluoroscópico. Los procedimientos en los que se utiliza la angiografía abarcan desde las inyecciones intravenosas o arteriales a las técnicas angioplásticas en que se utilizan balones, endoprótesis vasculares (*stents*) y otros dispositivos para desatascar los vasos sanguíneos y reforzar la estructura interna de las arterias dañadas. Las unidades modernas de angiografía (Figura 10) están equipadas con una variedad de los últimos desarrollos en la tecnología de imagen fluoroscópica incluyendo arcos en C con el tubo y el receptor de imagen completamente móviles y un sistema completo de adquisición de imagen digital. Los cada vez más desarrollados y variados procedimientos intervencionistas están cambiando rápidamente las prestaciones de los equipos fluoroscópicos modernos. Características como el *road mapping* en el que el médico intervencionista puede utilizar imágenes con contraste y sustracción digital adquiridas previamente para utilizarlas como *camino* para introducir catéteres de diámetros inferiores a 1 mm sin utilizar más contraste, han facilitado enormemente los procedimientos angiográficos e intervencionistas.

Figura 10. Equipo de radiología vascular.

Con el incremento en la complejidad de los procedimientos que la tecnología actual ha permitido no es infrecuente que determinadas exploraciones duren varias horas, con el correspondiente aumento en la dosis recibida por los pacientes. Por ello y sobre todo para mantener una calidad de imagen alta, se utiliza fluoroscopia pulsada en lugar de continua. En las unidades de hemodinámica en las que se realizan exploraciones del árbol coronario del corazón es usual utilizar tasas de fluoroscopia y adquisición muy

altas (25 imágenes por segundo e incluso superiores) para evitar la pérdida de resolución espacial por el movimiento del corazón. Por el contrario en los equipos de radiología vascular no es tan crítica la tasa de adquisición y sí el tamaño del receptor de imagen (intensificador o panel plano en los equipos más modernos), ya que muchas de las exploraciones se realizan en la zona abdominal o en el tronco del paciente.

En general, estos equipos constan de un arco en C suspendido del techo o anclado al suelo que incorpora el tubo de rayos X y el sistema receptor de imagen. Dicho arco puede moverse en casi todas las direcciones para permitir la mayor cantidad posible de proyecciones del paciente. Este se coloca sobre una mesa elevable, con un tablero plano, flotante y deslizante que permite el acceso fácil al paciente. Un carro con dos o más monitores de TV permite al especialista seguir la imagen en tiempo real mientras realiza la exploración o visualizar las series dinámicas obtenidas previamente. En ocasiones se incluye un segundo arco perpendicular al primero que permite tomar simultáneamente imágenes a 90ª.

El hecho de que, al menos en los equipos de gama alta, se haya generalizado el uso de paneles planos dinámicos como receptores de imágenes ha mejorado notablemente las prestaciones de estos equipos. No solamente la calidad de imagen es claramente superior en resolución y contraste, sino que además el aligeramiento en masa y volumen del arco permite una notable agilidad con movimientos más rápidos y precisos.

Desarrollos relativamente recientes como la denominada angiografía rotacional en la que el conjunto (o los conjuntos) de tubo-receptor de imagen rota alrededor del paciente a gran velocidad, tomando imágenes pulsadas mientras se inyecta un medio de contraste al paciente, se han ido incorporando a los equipos actuales. Las imágenes son procesadas y visualizadas como una secuencia de vídeo con la ventaja de que puede verse el árbol vascular desde distintas orientaciones con una sola inyección de contraste. Un paso más allá es la posibilidad de realizar una reconstrucción en 3D del árbol vascular. En los últimos años los equipos incorporan la posibilidad de obtener cortes tomográficos, al igual que los obtenidos con un TC, utilizando para ello el propio detector digital de imagen.

4.4. Arcos radioquirúrgicos

En un gran número de intervenciones quirúrgicas es necesario recurrir a la fluoroscopia o a la imagen con rayos X durante las mismas. Es evidente que en todos estos casos no es viable trasladar al paciente a una sala de rayos X, pero tampoco es cómodo instalar un equipo de rayos X fijo, que puede estorbar en las intervenciones en que no se precisan rayos X. Para estos casos o para aquellos en que se requiere simplemente fluoroscopia para guiar un catéter o un endoscopio, están los arcos radioquirúrgicos móviles. Se denominan así por el aspecto que presenta el conjunto tubo de rayos X y receptor de imagen (típicamente intensificador de imagen y cámara CCD) como un arco en C, con ambas partes siempre alineadas y a una distancia fija (90 cm – 100 cm), tal y como puede verse en la figura 11. De esta manera puede colocarse al paciente entre el tubo y el intensificador y el acceso a la zona de exploración queda relativamente libre. Este arco va montado al final de un brazo extensible anclado al pie del equipo que incluye el generador de rayos X y la consola con los controles. Dicho pie lleva ruedas lo que permite el movimiento del conjunto del equipo. Debido a la necesidad de espacio y al buen comportamiento que tienen, todos los arcos actuales incorporan generadores de alta frecuencia lo que permite también el empleo de fluoroscopia pulsada.

Figura 11. Arco radioquirúrgico.

La altura del arco es variable y típicamente motorizada y el resto de movimientos (de rotación del arco y del brazo extensible) suelen ser manuales con inclusión de diversos frenos para anclar el arco en la posición requerida. La capacidad que tienen estos equipos para variar la posición del arco en torno al paciente sin necesidad de mover a éste es una de sus características más sobresalientes. Los tubos de rayos X que se instalan en los arcos son típicamente

de ánodo estacionario, que tienen la ventaja de ser más compactos y ligeros. Por el contrario la capacidad térmica y la tasa de disipación de estos tubos es mucho menor por lo que estos equipos no son adecuados para un uso muy intensivo de la fluoroscopia. Junto con el arco propiamente dicho, el equipo consta de un carro independiente móvil con uno o dos monitores de TV (para la visualización de imágenes de referencia y fluoroscopia directa), unido al arco mediante una manguera con los cables necesarios.

Existe también otro tipo de arco denominado "mini arco" diseñado para la exploración de las extremidades. Este tipo de equipo incorpora un arco muy pequeño, con una distancia foco-intensificador reducida (en torno a 35 cm), un tamaño de intensificador también pequeño y un tubo de rayos X con manchas focales también inferiores. Con este tipo de equipos pueden obtenerse imágenes con una calidad muy superior para la cirugía de la mano, pie, etc. También se han introducido recientemente equipos muy especializados que permiten disponer en el quirófano de un tomógrafo computarizado de prestaciones notables muy adaptadas a intervenciones concretas.

5. Tomografía computarizada

5.1. Introducción histórica

Con frecuencia se describe la introducción de la tomografía computarizada (TC) como el mayor avance en el diagnóstico médico por la imagen desde el descubrimiento de los rayos X por Röntgen. Al margen de valoraciones subjetivas, es evidente que la introducción de la TC supuso un cambio radical en la práctica radiológica. El tipo de imágenes que brinda ha modificado profundamente los procedimientos de diagnóstico y de seguimiento de las situaciones patológicas.

En cierto modo, la novedad de la técnica está asociada al hecho de que la tomografía computarizada fue la primera, y muy precoz, aplicación de los procedimientos digitales al campo de la radiología médica. Pero más allá de eso, hay que reconocer que la reconstrucción digital de imágenes se basa en un planteamiento original del problema de la obtención de información sobre estructuras tridimensionales mediante la transmisión a su través de rayos X. Ese planteamiento resolvía simultáneamente una serie compleja de problemas independientes, persistentes en la radiología desde sus inicios.

La radiología clásica presentaba, y presenta en la actualidad, unas características que, aún reconociendo su potencia en muchos aspectos, llevan implícitas determinadas ineficiencias y limitaciones a la hora de producir imágenes de tejidos y estructuras de bajo contraste con dosis aceptables. En forma resumida, dichas ineficiencias y limitaciones son las siguientes:

a) Baja eficiencia de absorción de las combinaciones película-pantalla. Especialmente en la época en que se introdujo la tomografía computarizada, las combinaciones del tipo llamado "universal" apenas utilizaban un 25% de la energía transportada hasta ellas por el haz de rayos X.

b) Elevada contribución de la radiación dispersa en la formación de la imagen. La utilización de haces de rayos X muy anchos, incluso con la utilización de parrillas antidifusoras de alta relación, hace que el porcentaje de fotones dispersos constituya hasta un 50% del total que llega al sistema de imagen, lo que da lugar a una degradación considerable de la relación señal-ruido del sistema.

c) Superposición y enmascaramiento de las imágenes. La proyección de un volumen tridimensional sobre un soporte bidimensional da lugar inevitablemente a que unas estructuras y otras se solapen y entorpezcan mutuamente su visión, con la consiguiente pérdida de detalle y de visibilidad en las imágenes, especialmente en el caso de elementos de pequeño tamaño o de bajo contraste.

d) Limitación recíproca de los parámetros de latitud y contraste. Los receptores basados en las propiedades de las películas fotográficas presentan una curva característica que es capaz de ofrecer un contraste elevado en la imagen sólo a costa de reducir su intervalo dinámico (latitud). O, a la inversa, se puede ampliar la latitud del sistema sólo aceptando un contraste limitado.

El problema de la superposición de imágenes había encontrado una solución parcial mediante la tomografía hoy llamada convencional. La tomografía "convencional" hacía moverse al tubo y al sistema de imagen en direcciones opuestas en torno a un punto de referencia (fulcrum), mediante sistemas relativamente complejos desde el punto de vista mecánico. Con ello, un plano del volumen a radiografiar quedaba razonablemente enfocado durante todo el trayecto, mientras que el resto de los planos se veían difuminados por la borrosidad cinética originada en el movimiento. De ese modo, el plano enfocado presentaba un grado de detalle y de visibilidad relativamente elevados. Sin embargo, incluso en el plano seleccionado, el contraste de una tomografía se ve muy limitado.

La solución del problema de la pérdida de contraste asociada al ruido producido por la radiación dispersa exigía la utilización de haces estrechos de rayos X. Por otra parte, para evitar la superposición de estructuras, una idea razonable era la de abordar el volumen a radiografiar desde diferentes perspectivas. Es evidente que estas ideas subyacen a las que dieron lugar al desarrollo de la tomografía computarizada.

En 1963, Cormack propuso la posibilidad de "reconstruir" los coeficientes de atenuación de los tejidos contenidos en una sección de un volumen. Aunque su objetivo inicial era mejorar la exactitud de la planificación de un tratamiento en radioterapia, se dio cuenta rápidamente de las posibilidades que la técnica podía tener en el área del diagnóstico. Cormack y Doyle formularon el problema en términos de integrales de línea de los coeficientes de atenuación:

$$I = I_0 \exp\left[-\int_L f(s)ds\right] \tag{1}$$

o, de otro modo,

$$g_L = \ln(I_0/I) = \int_L f(s)ds \tag{2}$$

donde L es una línea (esto es, el recorrido de un rayo) que atraviesa una sección del objeto a analizar, I_0 e I son, respectivamente, las "intensidades" de radiación a la entrada y a la salida de dicha línea, y $f(s)$ es la atenuación asociada a un pequeño elemento de espesor ds localizado en la posición s a lo largo de la línea. Para una rodaja o sección bidimensional se entiende que la función $f(s)$ puede expresarse como $f(s) = \mu(x,y)$, donde $\mu(x,y)$ es el coeficiente de atenuación clásico correspondiente a la posición determinada por las coordenadas x e y. Cormack se preguntaba si sería posible determinar la distribución de coeficientes $\mu(x,y)$ a partir de las medidas de g_L a lo largo de todas las posibles líneas, L, que atraviesan la sección en cuestión (Figura 12).

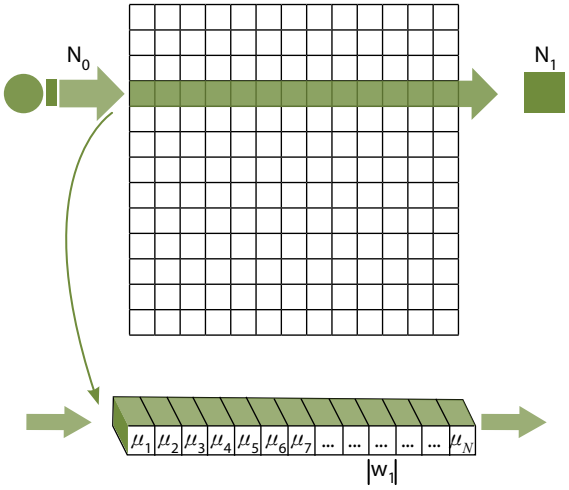


Figura 12. Esquema de la atenuación del haz inicial a través de su trayectoria que recorre un conjunto de voxels.

En la época, Cormack no tenía conocimiento de la existencia de una solución exacta para el conjunto de ecuaciones, publicada por Radon en 1917. Por ello, desarrolló soluciones propias basadas en la transformada de Fourier, con un número limitado de términos de expansión. Presentó sus resultados en forma de gráficas del coeficiente de atenuación a lo largo de cada uno de los radios, en lugar de hacerlo con arreglo a una escala de grises. El trabajo no atrajo demasiada atención en los años inmediatamente posteriores a su publicación pero, no obstante, Cormack compartiría el premio Nobel con Hounsfield en 1979.

Godfrey Hounsfield, ingeniero británico que trabajaba para la compañía EMI, fue, como es bien conocido, quien abordó con éxito el diseño y construcción del primer equipo de tomografía computarizada viable para el uso clínico. Comenzó en 1967, a partir de la idea básica de que las medidas de transmisión de rayos X efectuadas en todas las posibles direcciones alrededor de un cuerpo contienen toda la información acerca de las estructuras internas de dicho cuerpo. A partir de simulaciones de ordenador, chequeadas con montajes experimentales, inicialmente basados en la emisión de radiación de baja "intensidad" por fuentes radiactivas, pudo comprobar la viabilidad del proyecto.

Hounsfield concebía una sección del objeto a analizar como un conjunto de cubos tridimensionales, o "voxels", cada uno con un coeficiente de atenuación característico. El problema de la reconstrucción de la imagen, en términos de dichos coeficientes de atenuación, podía formularse como la resolución de un conjunto, sin duda muy grande, de ecuaciones lineales (Figura 12). El programa encargado de la resolución necesitaba varias horas para reconstruir una imagen.

La construcción de un equipo en el que fuera posible alojar la cabeza de un paciente humano se abordó en agosto de 1970 y se concluyó en septiembre de 1971, en el Atkinson-Morley Hospital. El primer paciente se sometió a estudio con el dispositivo en cuestión el 4 de octubre de ese mismo año. Los resultados se presentaron en el congreso del British Institute of Radiology de 1972. El éxito y la atención que despertaron darían comienzo a la revolución de la tomografía computarizada.

5.2. Reconstrucción de la imagen

Los procesos que llevan a la reconstrucción de las imágenes que los TC suministran suelen considerarse un tema complejo y de difícil abordaje. En ocasiones se ven como un asunto que compete al fabricante del equipo y a los suministradores del software asociado, pero del que tanto el usuario final como los responsables de la calidad del sistema pueden olvidarse. Esto no es completamente cierto. Además, comprender adecuadamente los principios básicos de la reconstrucción de imágenes en TC es necesario para la compren-

sión de algunos aspectos de su funcionamiento y facilita la interpretación de determinadas anomalías, artefactos y otros problemas que pueden aparecer en el uso clínico de los equipos.

Los fundamentos matemáticos de la reconstrucción de imágenes pueden buscarse en los trabajos de Johann Radon quién, en 1917 y en el contexto del desarrollo de la teoría gravitacional, publicó una solución exacta para la reconstrucción de una función a partir de sus proyecciones.

Rescribiendo de manera levemente modificada la ecuación (2) se puede tener:

$$p_L = \ln(I_0/I) = \int_L \mu(x,y)ds \tag{3}$$

donde $\int_L \mu(x,y)$ es la distribución de una determinada propiedad, el coeficiente de atenuación lineal, en una superficie y p_L es la integral (proyección) a lo largo de una línea, L.

Radon demostró que $\mu(x,y)$ podía calcularse a partir del conjunto de las proyecciones p_L, expresadas como $p(r,\theta)$, donde r y θ son las coordenadas polares de cada línea L, mediante:

$$\mu(x,y) = -1/2\pi^2 \int d\theta \int dr'[1/(r'-r)]\partial p(r',\theta)/\partial r' \tag{4}$$

La transformada de Radon y su solución son una forma matemáticamente significativa de plantear el problema de la reconstrucción de imágenes en tomografía computarizada o en otras técnicas semejantes. Ciertamente Cormack no tenía noticia de esta solución y en sus primeros diseños, así como en los de Hounsfield, se utilizaron otras aproximaciones para obtener una imagen. En realidad, a lo largo de más de treinta años se han propuesto multitud de técnicas para resolver la cuestión con el objetivo de optimizar los inevitables compromisos entre complejidad computacional, resolución espacial, ruido, tiempo de cálculo, viabilidad de los protocolos clínicos, aparición de artefactos, etc.

Aunque la solución sea posible desde el punto de vista matemático, e independientemente de su complejidad, en el mundo real las cosas son algo más complicadas de lo que se deduce del planteamiento básico apuntado. Se comentan brevemente a continuación algunos problemas que complican inevitablemente la situación.

En primer lugar, la integral de línea, medible en principio como $l_n(I_0/I)$, a partir de las lecturas de los detectores, se basa en la idea de que el coeficiente de atenuación lineal $\mu(x,y)$ es un valor fijo, bien determinado que caracteriza un determinado punto (o un voxel) de la sección considerada. En realidad, $\mu(x,y)$ es función de la energía de la radiación que atraviesa el cuerpo. No sería

esto un gran problema si el haz fuera monoenergético, pero éste no es el caso. Un tubo de rayos X funcionando a 120 kV emite fotones en todo el intervalo de energías que va desde 10 keV hasta 120 keV. Para la mayoría de los materiales esto supone cambios muy importantes en el valor de μ. A medida que el haz va atravesando el cuerpo, va aumentando su energía, se va "endureciendo". Este endurecimiento causa problemas importantes en la reconstrucción. La presencia de zonas de alta atenuación produce sombras y artefactos característicos en la imagen, pero incluso cuando el efecto no es tan fácilmente reconocible, está presente y da lugar a una cierta inexactitud en la medida de las integrales de línea.

Otro problema está relacionado con la presencia de la radiación dispersa. Los fotones dispersados que alcanzan a los detectores constituyen una fracción no desdeñable de la señal, fracción que se traduce en un incremento de las componentes de baja frecuencia. Debido al carácter no lineal de la función logarítmica (esto es, $log(x+y) \neq log(x) + log(y)$), la presencia de radiación dispersa no sólo da lugar al emborronamiento de la imagen, como sucede en la radiología convencional, sino que induce la aparición de sombras y artefactos.

Un problema adicional tiene que ver con el carácter no lineal de los sistemas de detección. El ruido electrónico asociado a todos los componentes electrónicos produce sesgos dependientes del canal y de la temperatura en la medida del flujo de rayos X. Algunos detectores, especialmente los más antiguos, experimentan también variaciones de ganancia en función de su historia anterior, los cuales determinan una nueva fuente de falta de linealidad en el conjunto.

No pueden olvidarse las fuentes de inexactitud que residen en el propio objeto radiografiado. Cuando se trata, como es el caso en la inmensa mayoría de las aplicaciones clínicas, de un paciente vivo, los movimientos, voluntarios o involuntarios, son inevitables. Como consecuencia de ello, las proyecciones obtenidas en distintos instantes de tiempo no representan integrales de línea del mismo objeto, lo que lógicamente contribuye a la inexactitud de la reconstrucción y a la aparición de artefactos.

Todo este conjunto de fuentes de imprecisión y de sesgo en la adquisición de datos hacen que el problema matemático de la reconstrucción de la imagen se complique de manera considerable y se separe sensiblemente del caso ideal. De hecho, este tipo de problemas, asociados a la necesidad de superar la diferencia entre el caso ideal y el real, suelen abordarse en las fases de preprocesado y postprocesado de los datos. En la figura 13 se muestra un diagrama de las operaciones típicas en un sistema real. Los métodos de reconstrucción ideal son, en muchos casos, públicos y pueden encontrarse en la bibliografía especializada. Sin embargo, la parte del procedimiento, crucial en muchos sentidos, relacionada con las operaciones de pre y postprocesado suele ser

propiedad de las compañías que las utilizan y no se encuentran accesibles con carácter público.

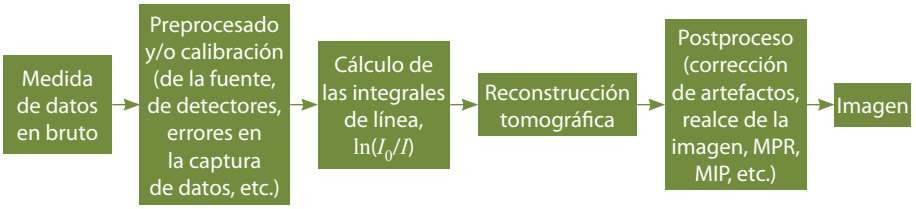


Figura 13. Diagrama de flujo de las operaciones necesarias para reconstruir una imagen tomográfica.

Desde un punto de vista general, pueden distinguirse dos clases de métodos para la reconstrucción de imágenes: métodos algebraicos y métodos analíticos. Los primeros consisten básicamente en el planteamiento de un sistema de ecuaciones algebraicas, en número suficiente para dar una solución única al elevado número de variables independientes (al menos, una por voxel), y su resolución mediante un proceso de iteración más o menos refinado. Son métodos en los que desde el primer momento las medidas de los detectores se introducen como una descripción numérica discreta del caso. Debido a su bajo rendimiento computacional no se han empleado hasta hace muy recientemente en aplicaciones prácticas de TC. Los métodos analíticos, más eficientes, realizan operaciones sobre funciones en un espacio continuo y sólo en la etapa final se traducen en valores discretos de las variables.

La mayor parte de las aproximaciones analíticas se basan en el teorema de Fourier aplicable a un corte (*slice*). El teorema en cuestión demuestra que a partir de cada proyección del objeto es posible obtener una línea de la transformada bidimensional de Fourier de la función $f(x,y)$. Si calculamos un número suficiente de proyecciones en el intervalo de 0 a π, dispondremos del espacio de Fourier completo del objeto que tratamos de reconstruir. La aplicación de una transformada de Fourier inversa a ese espacio producirá la función $f(x,y)$. En definitiva, el proceso de reconstrucción tomográfica se puede reducir a un conjunto de transformadas monodimensionales de Fourier, aplicadas a cada vista individual, seguidas de una transformada bidimensional de Fourier inversa.

Las soluciones analíticas, por su menor coste computacional, son las que se han utilizado de manera general en los equipos comerciales. Sin embargo, el desarrollo de los procesadores de alta velocidad y el de la informática en general ha posibilitado una vuelta a la reconstrucción iterativa, que consigue una reconstrucción más exacta, con mucho menor ruido y, por tanto, con unas posibilidades de reducción de dosis a pacientes muy interesantes.

5.3. Evolución del equipamiento

5.3.1. La tomografía axial (TAC)

Los primeros equipos construidos a semejanza del prototipo de Hounsfield se conocen hoy como equipos de "primera generación". Utilizaban geometría de haz paralelo y un movimiento de translación-rotación. El haz de rayos X estaba muy altamente colimado y, tras atravesar la sección del paciente, incidía sobre una pareja de detectores de centelleo acoplados cada uno de ellos a un tubo fotomultiplicador. El conjunto emisor-detector, solidariamente unido, se desplazaba a lo largo de 160 posiciones, tomando otras tantas medidas. Este conjunto de medidas se conocen como una "vista" (*view*). A continuación, el conjunto giraba 1 grado y se reiniciaba el movimiento de translación para obtener una nueva vista, y así sucesivamente hasta 180 veces. En total se recogían 28 800 medidas (180 vistas con 160 muestras cada una). La pareja de detectores instalada permitía reconstruir dos imágenes en cada barrido completo: la primera generación de tomógrafos computarizados era, en ese sentido, multicorte. En cualquier caso, los tiempos de adquisición eran muy largos, de más de cinco minutos. En la figura 14 se muestra un esquema de la geometría utilizada en los TC de primera generación.

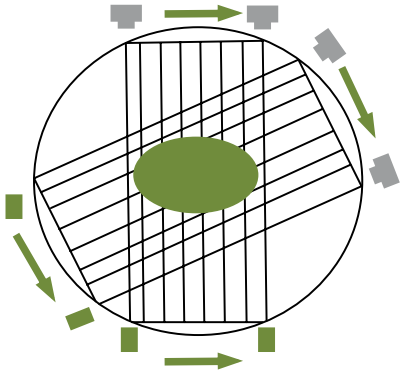


Figura 14. Geometría de un TC de primera generación.

Por motivos prácticos, la cabeza del paciente se envolvía en una bolsa de agua de modo que todas las trayectorias tuvieran la misma longitud. Además, el agua se utilizaba como referencia y, de hecho, los coeficientes de atenuación de cada voxel se expresaban en función de su diferencia con relación al del agua, $(\mu_x - \mu_w)$.

Resultaba conveniente normalizar esa diferencia y convertirla en un número sin dimensiones con un factor de escala adecuado, el "número EMI":

$$EMI\ \# = K\ (\mu_x - \mu_w) / \mu_w \qquad (5)$$

El factor de escala, K, tomó inicialmente el valor de 500. Con posterioridad se modificó para igualarlo a 1000 y, con él, la ecuación (5) se convirtió en el procedimiento estándar para expresar los coeficientes de atenuación reconstruidos mediante tomografía computarizada. La unidad de atenuación se conoce como "unidad Hounsfield" y la cantidad que expresa se suele describir como "número CT".

Una parte de los problemas detectados en los primeros equipos se resolvieron con los tomógrafos llamados de segunda generación. La modificación básica, además de la eliminación de la bolsa de agua, consistía en la sustitución del pincel de rayos X por un haz en abanico que incidía, no sobre uno, sino sobre un conjunto de detectores. Puede decirse que las ventajas eran esencialmente tres: (a) una tolerancia más alta en cuanto a las inestabilidades del emisor de radiación y de los detectores; (b) una mayor eficiencia del sistema; y (c) una densidad de muestreo mejorada.

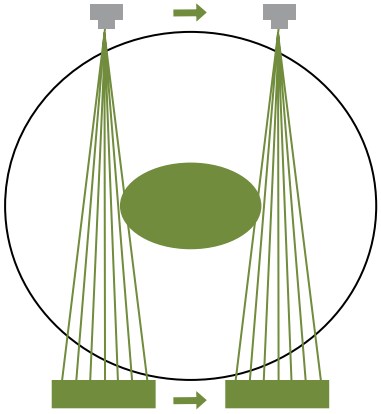


Figura 15. Geometría de un TC de segunda generación.

En la figura 15 se muestra un esquema del tomógrafo de segunda generación. En ellos, cada detector se exponía al haz de radiación sin atenuar al menos una vez en cada movimiento de traslación. De ese modo se mantenía una calibración actualizada que compensaba las inexactitudes en la emisión y en la captura. Con un número n de detectores, el tiempo de corte se reducía prácticamente en un factor 1/n, consiguiéndose valores inferiores a 20 segundos, suficientemente cortos para que el paciente pudiera contener la respiración, de modo que las imágenes del tronco se hicieran posibles. El sistema era, a la vez, capaz de mejorar la resolución espacial a base de aumentar la densidad de muestreo, limitada ahora exclusivamente por factores geométricos pero no contrapuesta a la necesidad de mantener la eficiencia de la dosis utilizada.

Una novedad en la segunda generación es que las trayectorias ya no son paralelas sino en abanico, lo que obligó a desarrollar algoritmos de reconstrucción más sofisticados. El diseño de segunda generación encerraba en su propia lógica una evolución natural. La ampliación del ángulo subtendido por el haz de rayos X hasta hacerlo lo suficientemente grande como para abarcar todo el cuerpo y la incorporación de un número lo bastante elevado de detectores para interceptar todo el haz podían evitar el engorroso movimiento de traslación.

El esquema de funcionamiento de los TC de tercera generación, mostrado en la figura 16, se conoce como de "rotación-rotación". El problema clave, cuya solución era crítica para que este tipo de diseño fuera viable, estribaba en la necesidad de asegurar una estabilidad excelente de los detectores y una variación mínima de respuesta entre ellos. Evidentemente, todos ellos permanecen siempre en la sombra del paciente, lo que hace imposible el calibrado dinámico que compensaba en las generaciones anteriores las eventuales derivas. Es más, la inconsistencia en la respuesta de un único detector, que ve constantemente el tubo de rayos X a través de una trayectoria que pasa a una distancia fija del isocentro, producirá efectos en todos los puntos del corte situados a esa distancia del isocentro: esto es, producirá un artefacto en anillo. De hecho, variaciones de respuesta del orden del 0,1% dan lugar a artefactos de ese tipo claramente visibles.

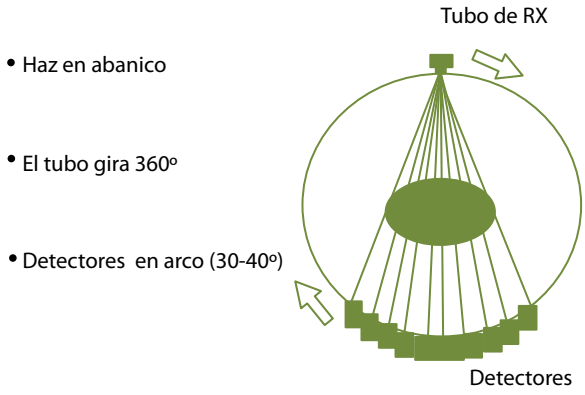


Figura 16. Geometría de un TC de tercera generación.

La solución inicial a este problema llegó de la mano de los detectores de Xenón. Una cámara metálica curvada, de longitud suficiente para interceptar completamente el haz en abanico, se divide en múltiples celdas individuales mediante finas placas (*septa*) alineadas en la dirección del punto focal del tubo de rayos X. Se puede hacer así que todas las celdas individuales tengan una conexión a un potencial común y que las placas alternativas de la serie se unan cada una a un amplificador y a la correspondiente electrónica de lectura. Cada pareja de celdas constituye una cámara de ionización. La eficiencia de tales

cámaras se puede mantener alta a base de disminuir el espesor de las placas de separación y hacer mínima la atenuación de la ventana de entrada a los detectores, a la vez que se presuriza el gas contenido en ellas. La interconexión entre celdas asegura una presión constante en todas ellas. Puesto que en todas ellas la presión y la tensión entre placas son las mismas, basta con garantizar unas dimensiones iguales dentro de unas tolerancias muy estrictas para tener un conjunto de detectores de respuesta esencialmente idéntica.

Los equipos de tercera generación, a partir de mediados de los años 1970 introdujeron una considerable mejora en la tecnología disponible y permitieron reducir los tiempos de corte por debajo de 5 segundos. Inicialmente todos utilizaban detectores de Xenón. El posterior desarrollo de detectores de estado sólido, suficientemente uniformes y estables, dio lugar a reducciones de tiempo aún superiores y a una mayor eficiencia en el uso de la dosis. De hecho, los equipos actuales basan su diseño en una evolución de estos sistemas de tercera generación.

Un desarrollo de la tercera condujo a la cuarta generación (Figura 17), a partir de 1976, aunque es una evolución abandonada. Suele describirse como de "sólo rotación" o de "rotación-estacionario", dado que ahora es sólo el tubo de rayos X el que gira en torno al paciente mientras que los detectores, que cubren todo el espacio de 360 grados, permanecen inmóviles durante el corte. Un problema obvio con este tipo de equipos es el alto número de detectores necesarios. Además, para que el tubo gire por dentro del círculo de detectores, éste tiene que agrandarse hasta alcanzar diámetros del orden de 175 cm. Ambos efectos tendían a producir inicialmente eficiencias relativamente bajas y dosis relativamente altas a los pacientes. La introducción más reciente de detectores sólidos de alta densidad de empaquetamiento y el incremento de su número hasta 4800 mejoró en gran medida esa cuestión y permitió tasas de muestreo angular y resoluciones espaciales muy elevadas.

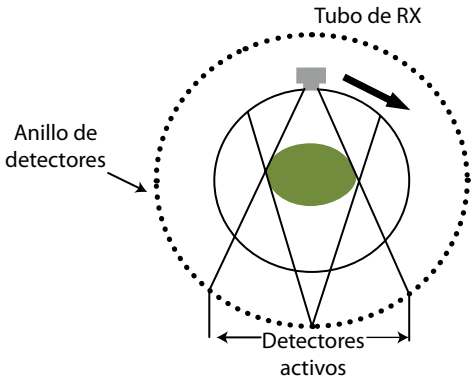


Figura 17. Geometría de un TC de cuarta generación.

5.3.2. La tomografía helicoidal

Uno de los desarrollos más relevantes a comienzos de los años noventa del pasado siglo fue la introducción de los equipos helicoidales. Se caracterizan porque en ellos la adquisición de datos no se lleva a cabo sección a sección, de forma separada, sino que tiene lugar de modo continuo a lo largo de todo el volumen analizado. Desde un punto de vista tecnológico, los tomógrafos axiales (no helicoidales) están limitados por el hecho de que la conexión del tubo de rayos X a la fuente de alta tensión sólo permite un giro de 360°. Al finalizarlo, el tubo debe frenar antes de iniciar otra vuelta en sentido contrario. Ese momento se aprovecha para avanzar la camilla del paciente en una determinada longitud y también para al menos iniciar el análisis de los datos recogidos hasta ese momento.

Con este procedimiento, se obtienen imágenes de secciones separadas. Evidentemente es importante evitar el movimiento del paciente, y de sus estructuras internas, durante cada giro de 360º. Pero también lo es evitar ese movimiento entre cortes sucesivos si se quieren obtener imágenes multiplanares consistentes, y mucho más si se pretenden obtener reconstrucciones tridimensionales. La TC convencional (no helicoidal) está muy limitada en estos aspectos.

En los equipos de tipo helicoidal (también llamado espiral) el modo de funcionamiento cambia radicalmente y se pueden llevar a cabo adquisiciones volumétricas en tiempos mucho más cortos, haciendo con ello posible la obtención de imágenes libres de artefactos de movimiento y la reconstrucción en cualquier plano de corte.

La TC helicoidal se basa en la tecnología de rotación continua. La tecnología de rotación continua (*slip-ring*) permite el giro sin interrupciones de todo el estativo, donde se alojan el tubo de rayos X, el generador de alta tensión y los detectores en su caso. La conexión entre el generador y la fuente de potencia tiene lugar mediante un eficiente sistema de escobillas sobre un anillo metálico, sin cables que interfieran en el movimiento. Si se hace que la camilla avance simultáneamente a una cierta velocidad preprogramada, se obtiene un barrido del haz que va describiendo sobre el paciente una hélice de paso conocido. Unida esta tecnología a la rapidez de los nuevos ordenadores para el análisis de los datos, se dispone de equipos cuya principal ventaja es una reducción radical del tiempo de barrido de volúmenes relevantes desde el punto de vista clínico, como son el tórax completo o el abdomen. Una diferencia importante es que ahora no se obtienen datos de rodajas individuales sino datos continuos del volumen rastreado.

En la figura 18 se muestra un esquema del recorrido que el haz de rayos X hace sobre la superficie del cuerpo del paciente durante un barrido helicoidal.

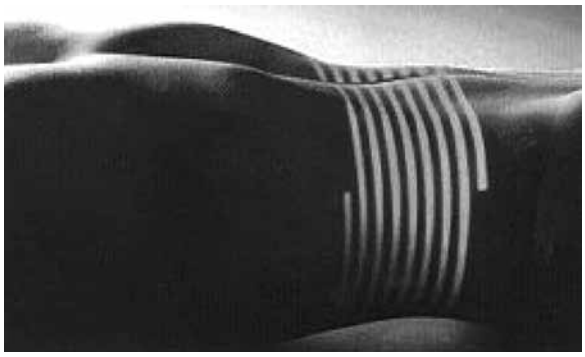


Figura 18. Simulación del recorrido del haz de rayos X sobre el cuerpo de un paciente en TC helicoidal.

Evidentemente el barrido continuo reduce de manera considerable el tiempo de exploración, a la vez que permite una utilización más eficiente del sistema generador de rayos X. A cambio de ello, como puede observarse, los datos recogidos en una revolución completa no corresponden exactamente a ninguna sección axial completa, sino que la sección se va desplazando de manera continua con el movimiento, también continuo, de la camilla. Aunque esto complicará el algoritmo de cálculo, las ventajas son tan grandes que en la actualidad no se fabrican ya, para la clínica normal, más que equipos helicoidales.

La reconstrucción de las imágenes correspondientes a una sección axial en TC helicoidal se hace utilizando los mismos principios y los mismos algoritmos básicos que en la TC convencional. Sin embargo, se precisa una paso previo adicional, la llamada "interpolación en z". Es decir, para reconstruir una sección dada, se necesita en primer lugar acumular un conjunto de datos semejante al que se habría reunido en una TC convencional para esa sección. Dicho conjunto se obtiene, mediante interpolación, a partir de las medidas reales efectuadas, como consecuencia del movimiento continuo de la camilla, a distancias más o menos grandes de la sección de interés. Naturalmente, los fabricantes de equipos han desarrollado gran variedad de algoritmos de interpolación.

Aparte de las características propias de los equipos convencionales, los TC helicoidales presentan algunas relacionadas con su funcionamiento específico. Se pueden resumir en dos aspectos: la velocidad de desplazamiento de la camilla y el paso de la hélice (*pitch*).

Las velocidades de avance de la camilla varían según los modelos entre 1 mm/s (para un equipo monocorte, de rotación a un segundo y con espesor de corte de 1 mm) hasta valores superiores a 80 mm/s (para equipos multicorte, de rotación rápida).

En cuanto al *pitch*, definido para equipos con un anillo único de detectores como la relación entre la longitud de desplazamiento de la camilla en una revolución completa y el espesor de corte, es normal trabajar con valores superiores a 1 y no mayores que 3. Estos valores, contribuyen a reducir los tiempos de barrido y, de acuerdo con la experiencia, han demostrado no producir deterioros inaceptables en la calidad de imagen.

5.3.3. La tomografía multicorte

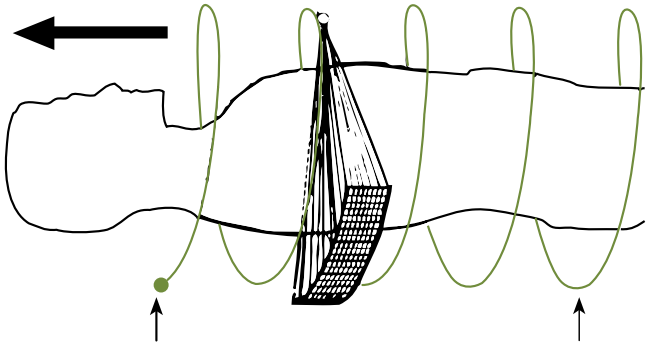


Figura 19. Esquema de funcionamiento de un equipo helicoidal multicorte.

Una revolución tecnológica adicional en tomografía computarizada vino de la mano de los equipos multicorte. La idea subyacente (véase la figura 19) es aprovechar la emisión de rayos X durante una vuelta en torno al paciente para obtener no un solo conjunto de vistas y proyecciones sino muchos más, siempre con el objetivo de reducir los tiempos de barrido y aumentar la información obtenida en un tiempo dado.

La tecnología multicorte tiene su antecedente en los equipos axiales de primera generación, que recogían datos sobre dos detectores. En los primeros años 1990 Elscint lanzó un equipo, de tercera generación, con un doble arco de detectores que permitía obtener dos cortes en una sola vuelta. En los últimos años de esa década, varios fabricantes introdujeron equipos con cuatro multiarcos detectores. En la actualidad, todos los constructores importantes ofrecen equipos capaces de obtener simultáneamente en una vuelta 16, 64, 128 y hasta más de 300 conjuntos de datos. El resultado es, además de una reducción drástica del tiempo de barrido en volúmenes amplios, una resolución mejorada en el eje z y una capacidad radicalmente mejorada de reconstrucción de imágenes tridimensionales.

La introducción de los equipos multicorte, junto con la tecnología helicoidal, han producido un cambio muy profundo en el radiodiagnóstico, hasta el

punto que no se concibe un departamento moderno de rayos X que no disponga de aparatos con estas prestaciones.

Como se ha dicho, la primera solución multicorte, ya adoptada por Elscint hace más de diez años, consistía en colocar, en lugar de uno, dos arcos de detectores y ensanchar convenientemente el haz de rayos X. Simultáneamente era necesario, por supuesto, incrementar la potencia de cálculo, la capacidad de memoria, etc.

Las soluciones basadas en arcos contiguos de detectores fijos son muy adecuadas para equipos bicorte. Para un número mayor de arcos están limitadas en cierta medida por el espacio de separación entre ellos y, sobre todo, por la dificultad de modificar el espesor del corte. La solución a este problema ha venido de la mano de los llamados equipos matriciales.

En este tipo de equipos, no hay arcos propiamente dichos sino una matriz de detectores que en una dimensión abarca todo el ángulo subtendido por el haz de rayos X y, en la otra, tiene una anchura de varios centímetros, con una estructura matricial como la que se muestra en la figura 20. Ello permite activar un número variable de elementos para seleccionar una u otra anchura de corte, dentro de límites más que aceptables. La potencia de estos equipos, y también el número de imágenes que se pueden generar en tiempos muy breves, es elevadísima. Permite, entre otras cosas, barrer el tórax completo, o el abdomen, en el tiempo durante el que un paciente en condiciones medias puede mantener la respiración.

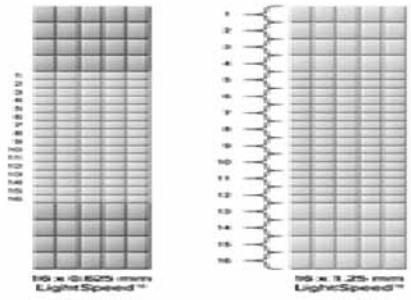


Figura 20. Esquema de un detector matricial.

Los equipos más altos de gama, con tiempos de revolución inferiores a 0,5 s, y con resoluciones isotrópicas también inferiores a 0,5 mm, diseñados para la adquisición de más de 64 cortes por vuelta, son capaces de abordar estudios inimaginables hace pocos años, como las aplicaciones cardiológicas.

Tal tipo de equipos están limitados por la potencia de cálculo disponible. Hay que notar que cuantas más filas se incorporen a la matriz de detectores,

más habrá que abrir el haz de rayos X en la dirección z y eso distorsionará de manera muy importante la ortogonalidad de los rayos haciendo precisas correcciones matemáticas muy sofisticadas, y consumidoras de recursos informáticos, en los algoritmos de reconstrucción de imágenes. Esto provoca que, en gran medida, un aumento en el número de cortes de un TC (16, 32, 40, 64, 128...) no vaya asociado, en general, a un incremento de la longitud de barrido por vuelta del tubo, sino a una disminución en el ancho de las filas de detectores y, por lo tanto, a la posibilidad de reducir espesores de corte. De este modo se mejora la resolución espacial en el eje z, si bien se hace a costa de disminuir la señal en cada detector (por ser de menor tamaño) y, por lo tanto, a costa de reducir la relación señal-ruido (o bien de aumentar los mAs y las dosis para mantener la relación señal-ruido). No obstante el objetivo a corto y medio plazo es seguir mejorando la resolución espacial y temporal de las imágenes obtenidas. En este sentido los esfuerzos deben ir encaminados también al desarrollo y optimización del software de reconstrucción de imágenes.

Con el número de cortes que tienen los equipos actuales (16, 64, 128, 256 o 320) se dispone ya de un procedimiento definitivamente volumétrico para la adquisición de las imágenes mediante tomografía computarizada con una resolución semejante a la de la radiología convencional, al precio, eso sí, de la manipulación, tratamiento y almacenamiento de una cantidad ingente de datos.

Como es lógico, la evolución en la tecnología no se ha detenido aquí, sino que se siguen produciendo nuevas aplicaciones, nuevos desarrollos y nuevos sistemas. Entre los que están en marcha ya pueden destacarse el TC con doble tubo (que permite adquisiciones del mismo volumen en menor tiempo o adquisiciones con energía dual) o los denominados TC de haz cónico, que sustituyen las filas de detectores por un detector de panel plano similar a los utilizados en la radiología general o en la adquisición dinámica (angiógrafos, telemandos, etc.), y por tanto con una anchura del haz de radiación por corte muy superior (de ahí el nombre de haz cónico).

6. Otros equipos

Se han incluido dentro de este epígrafe otros equipos de rayos X que por sus características o peculiaridades merecen ser reseñados.

6.1. Equipos dentales intraorales

Los equipos dentales intraorales (véase la figura 21) se usan, como su propio nombre indica, en instalaciones dentales y sirven para la realización de imágenes radiográficas de una o más piezas dentales. Típicamente estos equipos constan de un pequeño transformador que eleva la tensión de red normal (220 V) a 70 kV o un valor similar. La intensidad de corriente del tubo de rayos X es fija también y muy pequeña (valores de 8 mA – 10 mA son habituales). De esta manera la energía eléctrica utilizada es muy baja (inferior a 1 kW) y pueden enchufarse a cualquier toma de red existente en la sala. El tubo de rayos X es de tamaño reducido también y lógicamente de ánodo estacionario, y está unido al transformador mediante un brazo articulado que permite variar la orientación, altura y posición del tubo para adaptarse a las necesidades de cada exploración. El tubo incluye un cono localizador en la ventana de rayos X que impide utilizar distancias muy pequeñas de tubo-paciente. El tamaño de campo es de reducidas dimensiones y está limitado a un valor máximo de 6 cm de diámetro a una distancia de 20 cm del foco, suficiente para impresionar la totalidad del detector de imagen. El transformador suele estar anclado a la pared aunque también puede colocarse sobre un pie con ruedas en aquellos casos en que el sillón del odontólogo está relativamente lejos de los tabiques de la sala. Como en las otras aplicaciones radiológicas, también en los equipos dentales se ha ido produciendo una progresiva sustitución de la película por receptores digitales de imagen que facilitan mucho el trabajo del especialista.

Figura 21. Equipo dental intraoral.

Las tasas de dosis de radiación ambientales que producen estos equipos son también muy pequeñas (debido a las corrientes que utilizan y al pequeño tamaño de campo) y no es necesario, en general, recurrir a ningún tipo de blindaje estructural extra para asegurar el cumplimiento de la normativa vigente. Únicamente es recomendable la utilización de un mandil plomado para el paciente y el alejamiento del operador durante la realización del disparo, por lo que el disparador suele llevar un cable extensible.

6.2. Ortopantomógrafos

Cuando es necesario obtener una imagen de toda la mandíbula, en lugar de recurrir a numerosas radiografías intraorales, se realiza una ortopantomografía (véase la figura 22). Dicha exploración se lleva a cabo con un equipo especial, denominado por ello ortopantomógrafo, que funciona de la siguiente manera. Se utiliza un haz fino de radiación (del orden de algo menos de 1 cm de anchura y 15 cm de longitud) enfocando a la mandíbula y se coloca una película radiográfica que cubre todo el campo de exploración (del orden de 30 cm), o bien un receptor de imagen digital que la sustituye. Tanto el detector de imagen como el haz de radiación giran en torno a la cabeza del paciente, y en el caso de utilizar película radiográfica ésta va desplazándose con un movimiento de traslación acompasado con el giro, de modo que la zona expuesta al pincel de radiación va cambiando. La totalidad de la exploración tarda entre 10 s y 30 s, dependiendo de los equipos, y como resultado final se obtiene una imagen panorámica de la mandíbula completa del paciente.

Figura 22. Ortopantomógrafo.

En este tipo de equipos la potencia puesta en juego también es pequeña (del orden de 70 kV - 80 kV y 10 mA – 15 mA) aunque los tiempos son mucho mayores que en los equipos intraorales por lo que las necesidades de refrigeración del tubo, aunque no son suficientes para exigir la utilización de ánodo rotatorio, sí son también mayores.

6.3. Densitómetros óseos

Bajo el término de densitometría ósea se engloban aquellas pruebas diagnósticas no invasivas que miden la masa ósea (MO) en diferentes partes del esqueleto por medio de técnicas que pueden utilizar o no la radiación ionizante. Este tipo de pruebas permiten realizar el diagnóstico de la osteoporosis, enfermedad caracterizada por la pérdida de la densidad mineral del hueso. Entre las técnicas ionizantes se encuentran las que utilizan los rayos gamma, como la densitometría fotónica simple (SPA), la densitometría fotónica dual (DPA), el análisis de activación de neutrones (NAA) y el recuento de radiaciones Compton (CS), estas dos últimas todavía en fase experimental; y las que utilizan rayos X, que son las más extendidas y entre las que podríamos destacar la densitometría radiológica dual (DXA) y la tomografía computarizada cuantitativa (QCT).

La DXA (Figura 23) utiliza dos haces de radiación con energías distintas con el objetivo de reducir la influencia de los tejidos blandos en la medida final, y se utiliza tanto en exploraciones axiales del esqueleto, evaluando la calidad de los huesos mayores (vértebras y fémur), con mayores probabilidades de fracturarse; como en exploraciones del esqueleto periférico, como el calcáneo. En este último caso, el densitómetro utilizado es de mucho menor costo, y más pequeño y ligero.

Figura 23. Densitómetro óseo axial.

La tomografía computarizada cuantitativa (QCT) también utiliza rayos X y, actualmente, es la única que puede diferenciar el hueso trabecular o esponjoso del hueso cortical, tanto en el esqueleto axial como en el periférico. Esta diferenciación es importante ya que variaciones en la cantidad de hueso trabecular, a pesar de que este sólo representa el 20% de la masa ósea total, pueden indicar de forma más exacta y precoz cambios óseos por su mayor actividad metabólica en relación con el hueso cortical. La medida de la masa ósea del esqueleto periférico se realiza con tomógrafos periféricos (pQCT) y, en el caso del esqueleto axial (donde se encuentra principalmente el hueso trabecular) con tomógrafos computarizados convencionales (TAC), monoenergéticos o duales.

7. Bibliografía

Se citan a continuación una serie de textos que pueden ser considerados como básicos de consulta tanto para este tema como para el anterior dedicado a la imagen radiológica y su generación. En tales textos pueden encontrarse exposiciones más extensas o más detalladas de las diferentes cuestiones que se tratan en ambos temas, así como referencias completas relativas a cada uno de los aspectos abordados en ellos.

[1] CHRISTENSEN'S INTRODUCTION TO THE PHYSICS OF DIAGNOSTIC RADIOLOGY, (1984, 1990). Third & Fourth Editions. Curry TS III T.S., Dowdey J.E., Murry R.C. Lea & Febiger.

[2] MEASUREMENT OF THE PERFORMANCE CHARACTERISTICS OF DIAGNOSTIC X-RAY USED IN MEDICINE, (London, 1980). Part I. *X-Ray Tubes and Generators*. HPA Topic Group Report, T.G.R.32.

[3] MEASUREMENT OF THE PERFORMANCE CHARACTERISTICS OF DIAGNOSTIC X-RAY USED IN MEDICINE, (London, 1981). Part II. *X-Ray image intensifier Television Systems*. HPA Topic Group Report, T.G.R. 32.

[4] MEASUREMENT OF THE PERFORMANCE CHARACTERISTICS OF DIAGNOSTIC X-RAY USED IN MEDICINE, (London, 1981). Part III. *Computed Tomography X-ray Scanners*. HPA Topic Group Report, T.G.R. 32.

[5] MEASUREMENT OF THE PERFORMANCE CHARACTERISTICS OF DIAGNOSTIC X-RAY USED IN MEDICINE, (London, 1984). Part IV, *X-Ray Intensifying Screens*, *Films*, *Processors and Automatic Exposure Control Systems*. HPA Topic Group Report, T.G.R. 32.

[6] MEASUREMENT OF THE PERFORMANCE CHARACTERISTICS OF DIAGNOSTIC X-RAY USED IN MEDICINE, (London, 1985). Part V, *Conventional Tomographic Equipment*. HPA Topic Group Report, T.G.R. 32.

[7] MEASUREMENT OF THE PERFORMANCE CHARACTERISTICS OF DIAGNOSTIC X-RAY USED IN MEDICINE, (London, 1983). Part VI. *X-Ray image Intensifier Fluorography Systems*. HPA Topic Group Report, T.G.R. 32.

[8] PERFORMANCE EVALUATION OF COMPUTED RADIOGRAPHY SYSTEMS. SAMEI E., SEIBERT J.A., WILLIS C.E., FLYNN M.J., MAH E., JUNCK K.L. *Medical Physics* (2001) Mar; 28(3):361-71.

[9] PRACTICAL DIGITAL IMAGING AND PACS. AAPM (1999). *Medical Physics Monograph* nº 25.

[10] SPECIFICATION, ACCEPTANCE TESTING AND QUALITY CONTROL OF DIAGNOSTIC X-RAY IMAGING EQUIPMENT, (1994). AAPM *Medical Physics Monograph* nº 20.

[11] SYLLABUS: A CATEGORICAL COURSE IN PHYSICS. (2004). *Advances in Breast Imaging*, *Physics*, *Technology*, *and Clinical Applications*. RSNA.

[12] SYLLABUS: A CATEGORICAL COURSE IN PHYSICS. (2003). *Advances in Digital Radiography*. RSNA.

[13] SYLLABUS: A CATEGORICAL COURSE IN PHYSICS, (1998). *Cardiac Catheterization Imaging*. RSNA.

[14] SYLLABUS: A CATEGORICAL COURSE IN PHYSICS, (2000). *CT and US Cross-sectional Imaging*. RSNA.

[15] SYLLABUS: A CATEGORICAL COURSE IN PHYSICS, (1995). *Physical and Technical Aspects of Angiography and Interventional Radiology*. RSNA.

[16] SYLLABUS: A CATEGORICAL COURSE IN PHYSICS, (1999). *Physical Aspects of Breast Imaging – Current and Future Considerations*. RSNA.

[17] SYLLABUS: A CATEGORICAL COURSE IN PHYSICS, (1996). *Technology Update and Quality Improvement of Diagnostic X-ray Imaging Equipment*. RSNA.

[18] THE BASICS OF FILM PROCESSING IN MEDICAL IMAGING, (Madison, Wisconsin 1997). HAUS A.G., JASKULSKI S.M. *Medical Physics Publishing*.

[19] THE ESSENTIAL PHYSICS OF MEDICAL IMAGING, (1994). BUSHBERG J.T., SEIBERT J.A., LEIDHOLDT E.M., J.R. BOONE, J.M. WILLIAMS & WILKINS.

[20] THE PHYSICS OF RADIOLOGY, Fourth edition, (Springfield, 1983). JOHNS H.E., CUNNINGHAM J.R., CHARLES C. THOMAS.

Tema 4:
Garantía de calidad en radiodiagnóstico

Mª Ángeles Rivas Ballarín

Garantía de calidad en radiodiagnóstico

Servicio de Física y Protección Radiológica
Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa". Zaragoza
mrivasb@salud.aragon.es

1. Calidad y garantía de calidad

Según el diccionario de la RAE, la calidad se define como:

"Propiedad o conjunto de propiedades inherentes a algo, que permiten juzgar su valor"

Pero hay otras definiciones, en función de diversos puntos de vista. Para un cliente, calidad significa ***satisfacción*** de expectativas, para un empresario producir bienes o servicios con el menor coste (***eficiencia***), y para un trabajador prestar servicios o producir bienes según ***especificaciones***.

En el ámbito de la medicina, ***calidad*** significaría satisfacer las expectativas del paciente relativas a su diagnóstico y tratamiento, el cual ha sido realizado por profesionales siguiendo especificaciones establecidas en protocolos de ámbito nacional e internacional, al menor coste posible para la institución sanitaria.

La Garantía de calidad se define como el conjunto de actuaciones planificadas y sistemáticas necesarias para asegurar que un producto o servicio satisfará los requerimientos de calidad preestablecidos.

Para poder garantizar, o asegurar, la calidad, se establecen "Programas de Garantía de calidad (PGC)" que recogen procedimientos, instrucciones, normas, etc. a las que deben atenerse todos los actores del proceso de que se trate. Se definen asimismo indicadores que permitan medir la "Calidad" y mecanismos de control sobre el cumplimiento y eficacia del PGC, como auditorías, que pueden ser internas o externas a la institución que lo ha implantado. Como resultado de las auditorías se podrán implantar planes de mejora que eleven la calidad del sistema.

2. Criterios de calidad en radiodiagnóstico

En 1995 se publicó el ***Real Decreto 2071/1995, de 22 de diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico*** que estuvo en vigor hasta 1999, cuando fue sustituido por el **Real Decreto 1976/1999 de 23 de diciembre.** La razón de tan corta vida fue la necesidad de incluir en el articulado las funciones del especialista en radiofísica hospitalaria en el ámbito de la calidad en radiodiagnóstico, según se contempla en el RD 220/1997. Al igual que el primero, supone un desarrollo de legislación anterior, como el *Real Decreto 1132/1990, de 14 de septiembre, por el que se establecen medidas fundamentales de protección radiológica de las personas sometidas a exámenes y tratamientos médicos* y la especificación técnica 4.a, del anexo I, del *Real Decreto 1891/1991, de 30 de diciembre, sobre instalación y utilización de aparatos de rayos X con fines de diagnóstico médico*.

2.1. Análisis

Se resumen a continuación los aspectos más importantes de esta norma legal.

El RD 1976/1999 tiene por objeto "asegurar la optimización en la obtención de las imágenes y la protección radiológica del paciente en las unidades asistenciales de radiodiagnóstico y que las dosis recibidas por los trabajadores expuestos y el público en general tiendan a valores tan bajos como pueda razonablemente conseguirse."

Para lograrlo, establece la obligación de implantar un programa de garantía de calidad (PGC) en todas las unidades asistenciales de radiodiagnóstico, que incluirá:

- Aspectos de justificación y optimización de exploraciones radiológicas.
- Medidas de control de calidad del equipamiento implicado en dichas exploraciones.
- Procedimientos de evaluación de indicadores de dosis a pacientes.
- Tasa de rechazo o repetición de imágenes.
- Recursos humanos y materiales.
- Responsabilidades y obligaciones de las personas que trabajan en la unidad.
- Formación en la utilización de equipos y en protección radiológica.
- Verificación de los niveles de radiación en puestos de trabajo y áreas de público.
- Procedimientos para registro de incidentes o accidentes, especialmente en intervencionismo, resultados de la investigación y acciones correctoras aplicadas.

Por otra parte, establece las obligaciones del titular de la unidad asistencial en relación a la implantación del PGC, documentación de resultados, comunicación de incidentes o accidentes a la autoridad sanitaria, la garantía de la reparación o suspensión temporal de los equipos que no cumplan los criterios definidos en el PGC y el archivo de los informes de reparaciones efectuadas y controles subsiguientes. Todas estas responsabilidades podrá encomendarlas a personas cuyo nombre y cargo constará por escrito.

Obliga también a disponer de protocolos escritos para las exploraciones estándar, que contemplen la optimización de dosis. Se prestará especial atención a los procedimientos aplicados a niños y mujeres gestantes si suponen dosis de radiación altas, así como a programas de cribado de salud. El personal sanitario que los lleve a cabo estará cualificado en el manejo del equipo, así como en aspectos de protección radiológica.

Mención especial merecen los procedimientos intervencionistas, que *"deberán ser realizados por médicos especialistas debidamente cualificados y con equipos de rayos X específicamente diseñados para esta práctica, en salas específicas para este fin"*. Es importante señalar que el RD no especifica a qué otros especialistas, además de los radiólogos intervencionistas, se refiere este epígrafe: ¿cardiólogos hemodinamistas, cirujanos vasculares, urólogos, neurocirujanos?

Hace alusión a los programas de formación en protección radiológica, que deberán incluir aspectos de protección al paciente y de programas de garantía de calidad. Señala que "los especialistas que realicen procedimientos intervencionistas requerirán un segundo nivel de formación en protección radiológica orientado, específicamente, a la práctica intervencionista".

También deberá formarse al personal cuando se instalen nuevos equipos o nuevas técnicas, con carácter previo a su utilización con pacientes. Habrá que implicar en ello a los suministradores de los equipos. Contempla asimismo la formación continuada en protección radiológica para todo el personal implicado en radiodiagnóstico y radiología intervencionista.

Se habla además de la verificación de la dosis impartida a los pacientes, que realizarán los especialistas en radiofísica hospitalaria. Y también de la verificación de los niveles de radiación existentes en áreas de trabajo y de acceso público, conforme a lo establecido en la especificación técnica 4ª del anexo I del RD 1891/1991.

El médico especialista será responsable de que las dosis de radiación a los pacientes sean las mínimas "compatibles con el fin que se persigue", poniendo los medios para evitar la repetición de placas.

Por otra parte, "cuando el tipo de exploración o las características del paciente así lo requieran, se deberán evaluar con carácter individual los indicadores de dosis pertinentes". En mujeres gestantes, habrá que estimar la dosis en útero.

Se ocupa también de los voluntarios que participan en programas de investigación médica o biomédica, en cuanto a información de riesgos, consentimiento informado y las dosis de radiación recibidas, que deberán constar en informe escrito.

A toda mujer en edad de procrear que vaya a someterse a una prueba con rayos X se le preguntará si está embarazada o cree estarlo. A efectos de información, se colocarán carteles en lugares adecuados, que sirvan de advertencia a las mujeres.

En caso de exploraciones que impliquen "altas dosis de radiación" el médico especialista informará al paciente de los posibles riesgos asociados y éste deberá firmar un consentimiento informado. El problema aquí es delimitar cuáles son los procedimientos de "altas dosis": las TC y los procedimientos intervencionistas son candidatos claros, pero ¿y los estudios gastroduodenales, las urografías intravenosas, los enemas opacos, etc.?

Dedica un artículo, el número 10, al especialista en "Radiofísica Hospitalaria (RH)". Establece que las unidades asistenciales de radiodiagnóstico deberán disponer de asesoramiento de estos especialistas, cuya misión será:

- participar en la confección del PGC
- participar en la elaboración de las especificaciones técnicas de compra de equipos
- participar en la optimización y control de calidad del tratamiento de imágenes y datos
- participar en el control de calidad de los equipos de rayos X
- aconsejar en protección radiológica en las exposiciones con fines médicos
- realizar la estimación de dosis en órganos a pacientes, cuando sea preciso

La autoridad sanitaria competente es quien decide qué unidades deben estar dotadas de especialistas en RH y en qué número.

Otro artículo hace referencia a los "requisitos y aceptación del equipamiento", y en él se insiste en que en la elaboración de las especificaciones técnicas de compra deberán participar el médico especialista y el especialista en RH. Además enumera algunos de los requisitos que deben cumplir:

- los equipos nuevos de rayos X deberán adquirirse, si es factible, con un dispositivo que informe al médico de la dosis de radiación impartida al paciente
- los equipos utilizados en procedimientos intervencionistas dispondrán obligatoriamente de este dispositivo, dotado además con un sistema de registro de dosis
- los equipos de rayos X nuevos se someterán a una prueba, previa a su uso clínico, que determinará su aceptación
- las pruebas de aceptación verificarán los parámetros detallados en las especificaciones de compra, y las realiza el suministrador del equipo en presencia de un representante del comprador. Los resultados constarán en informe elaborado por el suministrador y aceptado por el representante del comprador, y servirán como referencia para subsiguientes controles de calidad
- para poder aceptar el equipo, el mínimo exigible es el cumplimiento de las características técnicas expresadas en las especificaciones de compra y la adecuación de los resultados a las tolerancias previstas en documentos de normalización nacionales o internacionales

Una vez aceptado el equipo, se establecerá el estado de referencia inicial, de acuerdo con los resultados obtenidos en las pruebas de aceptación más otras adicionales que se consideren necesarias.

La comparación con los resultados obtenidos en los sucesivos controles periódicos permitirá evaluar la estabilidad del equipo durante su vida útil, hasta que se establezca un nuevo estado de referencia.

El estado de referencia inicial y sucesivos deben constar en un informe.

El artículo 13 se centra en el programa de control de calidad de aspectos clínicos, que deberá establecer criterios referentes a:

- Justificación de la prueba diagnóstica con rayos X.
- Responsabilidad y supervisión del especialista en la realización de la misma.
- Elección de la técnica radiológica adecuada, según protocolos establecidos.
- Normas técnicas para minimizar la dosis de radiación sin perjuicio del valor diagnóstico.
- Elaboración de informes por el radiólogo.

El artículo 14 está dedicado al "Programa de Control de Calidad del Equipamiento (PCCE)", que tendrá como objeto garantizar la producción de imágenes de la mejor calidad diagnóstica posible con dosis de radiación tan bajas como sea razonable conseguir. Se detallan los siguientes aspectos:

- Los PCCE se ajustarán a protocolos establecidos refrendados por sociedades científicas nacionales o internacionales y contendrán como **mínimo** las pruebas **esenciales** del "Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (PECCR)".
- El control de calidad del equipamiento será coordinado por el responsable designado en el PGC, quien emitirá informe escrito de resultados y medidas correctoras.
- El médico especialista será el responsable de evaluar si la calidad de imagen es o no apta para el diagnóstico.
- Si se detectan anomalías importantes en los valores de dosis impartidas o en la calidad de imagen, se averiguarán las causas, realizando como mínimo los controles esenciales del PECCR relacionados con la anomalía detectada.
- Si el deterioro de la imagen o los valores de dosis lo justifican, la persona responsable según el PGC decidirá si se puede seguir realizando algún tipo de exploración o se suspende el funcionamiento hasta su reparación. Si tras la reparación no cumple los criterios mínimos de aceptabilidad del anexo III, dejará el equipo fuera de uso.

La autoridad sanitaria será la que determine, en función de su nivel de complejidad, qué unidades asistenciales deben disponer de un programa de mantenimiento preventivo y correctivo, por parte del proveedor, de la propia unidad o de una empresa de asistencia técnica autorizada. Las reparaciones o intervenciones que afecten a la calidad de imagen o a la dosis impartida exigen una verificación de que el funcionamiento del equipo se ha restituido a las condiciones previas a la avería, mediante la comparación de los resultados obtenidos con los valores de referencia correspondientes. Es la entidad que ha realizado la reparación quien debe verificarlo y certificar su correcto funcionamiento.

La documentación relativa a informes de dosis impartida a pacientes y niveles de dosis en áreas de trabajo y público deberán archivarse durante 30 años, mientras que los correspondientes al estado de los equipos deberán conservarse sólo durante la vida útil de los mismos.

La autoridad sanitaria establecerá un sistema de auditorías sobre los objetivos, implantación y cumplimiento del PGC. Asimismo vigilará el cumplimiento de los criterios de calidad y propondrá medidas correctoras del equipamiento

o de los procedimientos, pudiendo proceder a la clausura del equipo o la unidad en caso de incumplimientos de éstas.

En las disposiciones adicionales prohíbe el uso clínico de los equipos de fluoroscopia sin intensificador de imagen y limita el uso de los que no disponen de dispositivos limitadores de la tasa de dosis. Obliga a que los medidores de dosis utilizados en los controles estén calibrados por laboratorios de metrología, con la periodicidad que recomiende el fabricante, que constará en el PGC. También deberán verificarse con la periodicidad que se establezca en el PGC.

En el Anexo I, que trata de los indicadores básicos de calidad, se establecen valores de referencia para las dosis de radiación impartidas, criterios para evaluar la calidad de imagen mediante muestras de pacientes u objetos de prueba y especifica las anomalías que deben ser objeto de acciones correctoras.

El Anexo II se ocupa de la verificación de los niveles de radiación en puestos de trabajo y lugares accesibles al público, indicado los equipos de medida que deben utilizarse.

En el Anexo III se establecen los criterios de aceptabilidad de las instalaciones de radiodiagnóstico, especificando los valores **mínimos** que deben cumplir los diferentes parámetros controlados en el equipamiento implicado en toda la cadena de imagen.

3. Programa de garantía de calidad en radiodiagnóstico

3.1. Ámbito y elementos del PGC

Desde que el médico prescriptor solicita una exploración radiológica a un paciente, hasta que dicho facultativo recibe el resultado de la exploración transcurre un periodo de tiempo, no siempre corto, durante el cual se desencadena un proceso que abarca diversos servicios dentro de la institución sanitaria. El PGC de un servicio de radiodiagnóstico incluye solamente las etapas comprendidas entre la llegada al servicio del paciente, con su citación correspondiente, hasta el momento en que se distribuyen las imágenes obtenidas y el informe correspondiente.

La obtención de las imágenes es un proceso complejo que involucra a diferentes profesionales (TER, DUE, radiólogos) y diversos equipamientos, como el emisor de rayos X, los soportes de imagen (película-pantalla, CR, DR, intensificador de imagen), los procesadores de la imagen (reveladoras, lectores de CR) y finalmente los visualizadores (negatoscopios, monitores). Todas estas perso-

nas y máquinas deben realizar su función de manera que al final se obtengan imágenes radiológicas que proporcionen la máxima información diagnóstica con la mínima dosis de radiación al paciente. Y también con el menor coste económico.

De todo esto se derivan algunas conclusiones:

- Es necesaria la participación en el cumplimiento del PGC de todo el personal implicado en el mismo, con los diferentes niveles de responsabilidad que se les hayan asignado.
- Para garantizar que se cumplen los requisitos de calidad de imagen, dosis de radiación y costes, habrá que establecer ***controles de calidad*** periódicos.
- De los diferentes controles de calidad que puede contemplar el PGC, serán competencia del radiofísico hospitalario los relativos al ***control de parámetros técnicos*** de los equipos que intervienen, la ***evaluación de la calidad de imagen*** a través de maniquíes y la ***estimación de la dosis de radiación*** impartida al paciente.
- Por otra parte, a la hora de computar el coste económico, debe incluirse en el mismo el detrimento causado por la dosis de radiación recibida por los trabajadores, por lo que el PGC tiene un impacto sobre la ***protección radiológica***.

3.2. Modelo de Pgc para un servicio de radiodiagnóstico

Capítulo 1. Identificación del centro.

1.1. Objetivos.

1.2. Definiciones.

1.3. Alcance y campo de aplicación.

1.4. Relación de anexos.

1.5. Responsabilidades.

1.6. Desarrollo.

1.6.1. Identificación del centro.

1.6.2. Descripción general y actividad que desarrolla.

1.6.3. Recursos humanos.

1.6.3.1. Organigrama de recursos humanos.

1.6.3.2. Formación del personal.

1.6.3.3. Personal implicado en el programa de garantía de calidad.

1.6.4. Recursos materiales.

1.6.4.1. Equipos.

1.6.4.2. Elementos de protección contra las radiaciones ionizantes.

1.7. Revisión.

Capítulo 2. Programa de garantía de calidad.

2.1. Objetivos.

2.2. Definiciones.

2.3. Alcance y campo de aplicación.

2.4. Relación de anexos.

2.5. Responsabilidades.

2.6. Desarrollo.

2.6.1. Documentos del programa de garantía de calidad.

2.7. Revisión.

Capítulo 3. Control de proveedores de recursos materiales y servicios.

3.1. Objetivos.

3.2. Definiciones.

3.3. Alcance y campo de aplicación.

3.4. Relación de anexos.

3.5. Responsabilidades.

3.6. Desarrollo.

3.6.1. Control de clientes-pacientes.

3.6.2. Control de proveedores de recursos materiales.

3.6.3. Control de proveedores de servicios.

3.7. Revisión.

Capítulo 4. Justificación y optimización de las exploraciones radiológicas.

4.1. Objetivos.

4.2. Definiciones.

4.3. Alcance y campo de aplicación.

4.4. Relación de anexos.

4.5. Responsabilidades.

4.6. Desarrollo.

4.6.1. Necesidad y justificación de las exploraciones.

4.6.2. Supervisión médica de la ejecución de las exploraciones diagnósticas.

4.6.3. Elección de la técnica radiográfica más idónea.
4.6.4. Normas de reducción de dosis.
4.6.5. Normas de elaboración de informes diagnósticos.
4.7. Revisión.

Capítulo 5. Funcionamiento del servicio.

5.1. Objetivos.
5.2. Definiciones.
5.3. Alcance y campo de aplicación.
5.4. Relación de anexos.
5.5. Responsabilidades.
5.6. Desarrollo.
5.6.1. Prestación del servicio.
5.6.6.1. Citación del paciente.
5.6.6.2. Recepción del paciente.
5.6.6.3. Obtención de la imagen radiográfica.
5.6.6.4. Diagnóstico e informe.
5.6.6.5. Transmisión del diagnóstico al peticionario.
5.6.6.6. Gestión de la protección radiológica.
5.7. Revisión.

Capítulo 6. Control del funcionamiento del equipamiento radiológico.

6.1. Objetivos.
6.2. Definiciones.
6.3. Alcance y campo de aplicación.
6.4. Relación de anexos.
6.5. Responsabilidades.
6.6. Desarrollo.
6.6.1. Pruebas de estado de los equipos.
6.6.2. Controles periódicos del funcionamiento de los equipos.
6.6.2.1. Equipos generadores de rayos X.
6.6.2.2. Equipos receptores de imagen.
6.6.2.3. Equipos de procesado de imagen.
6.6.2.4. Sistemas de visualización de la imagen.
6.7. Revisión.

Capítulo 7. Vigilancia radiológica de pacientes y trabajadores.

7.1. Objetivos.

7.2. Definiciones.

7.3. Alcance y campo de aplicación.

7.4. Relación de anexos.

7.5. Responsabilidades.

7.6. Desarrollo.

7.6.1. Verificación de niveles de radiación.

7.6.2. Control dosimétrico del personal profesionalmente expuesto.

7.6.3. Evaluación de las dosis recibidas por los pacientes en casos especialmente justificados.

7.6.4.Información que reciben los pacientes.

7.6.5.Consentimiento informado del paciente en aquellas exploraciones que entrañen riesgo de efectos deterministas.

7.6.6.Registro de incidentes o accidentes y su notificación a la autoridad competente.

7.6.7. Emergencias radiológicas.

7.6.8. Modificaciones estructurales que afecten a la seguridad radiológica.

7.7. Revisión.

Capítulo 8. Formación del personal.

8.1. Objetivos.

8.2. Definiciones.

8.3. Alcance y campo de aplicación.

8.4. Relación de anexos.

8.5. Responsabilidades.

8.6. Desarrollo.

8.6.1. Protección radiológica.

8.6.2. Herramientas de calidad.

8.6.3. Nuevas técnicas radiológicas.

8.6.4. Utilización de nuevos equipos radiológicos.

8.7. Revisión.

Capítulo 9. Auditoría.

9.1. Objetivos.

9.2. Definiciones.

9.3. Alcance y campo de aplicación.

9.4. Relación de anexos.

9.5. Responsabilidades.

9.6. Desarrollo.

9.6.1. Auditoría en el área de la protección radiológica.

9.6.2. Auditoría en el área de la obtención de imágenes diagnósticas.

9.6.3. Auditoría en el área de diagnóstico, informe y transmisión al peticionario.

9.6.4. Auditorías en el área de los equipos de obtención de las imágenes diagnósticas.

9.6.5. Auditorías del sistema de calidad.

9.7. Revisión.

Capítulo 10. Productos/servicios o proceso no conforme, acciones correctoras, preventivas y de mejora.

10.1. Objetivos.

10.2. Definiciones.

10.3. Alcance y campo de aplicación.

10.4. Relación de anexos.

10.5. Responsabilidades.

10.6. Desarrollo.

10.6.1. Productos/servicios o procesos no conformes.

10.6.2. Acciones correctoras, preventivas y de mejora.

10.6.2.1. Acciones correctoras.

10.6.2.2. Acciones preventivas.

10.6.2.3. Acciones de mejora.

10.7. Revisión.

Como se ve, todos los capítulos se desarrollan siguiendo un mismo esquema. De todos ellos, los capítulos 6 y 7 serán responsabilidad casi exclusiva de los radiofísicos, mientras que en otros, como los 8, 9 y 10, se colabora con el servicio de radiodiagnóstico.

3.3. Control del funcionamiento del equipamiento radiológico. Parámetros técnicos

Dentro de los controles de parámetros técnicos, se contemplan diferentes niveles: pruebas de aceptación, estado y constancia.

3.3.1. Pruebas de aceptación

Las pruebas de aceptación se realizan para demostrar que el equipo cumple las especificaciones del contrato de compra, las de fabricación del equipo y las exigencias legales aplicables en cada país. Sus resultados servirán como referencia para los controles de calidad posteriores.

En el documento de especificaciones que se elabora al comprar un equipo, hay que hacer constar expresamente el tipo de pruebas de aceptación que se van a realizar y que las mismas serán llevadas a cabo por el vendedor, en presencia de un representante cualificado del comprador. Puede ser conveniente detallar el método por el que se deben evaluar determinadas especificaciones, así como las tolerancias de los resultados.

3.3.2. Pruebas de estado (de referencia)

Una prueba de estado es un control realizado con el objetivo de establecer el "estado de referencia" de un equipo o componente en un momento dado. Tendrán lugar cuando algún componente sustancial del equipo se haya modificado o cuando, tras realizar una prueba de constancia, se observe un cambio importante en el funcionamiento del equipo. También habrá que realizarlas para aquellos aspectos no recogidos en las pruebas de aceptación realizadas por el fabricante, de manera que el ***estado de referencia inicial*** incluya medidas de todos los parámetros contemplados por la legislación vigente.

3.3.3. Pruebas de constancia

Se pretende con ellas controlar los parámetros más significativos del funcionamiento de los equipos para asegurar su estabilidad en el tiempo. Los valores obtenidos se compararán con los de referencia iniciales, y se comprobará si se hallan dentro de tolerancias.

Las pruebas de constancia se realizarán con una periodicidad determinada o cuando se sospeche un funcionamiento incorrecto. Se coordinarán con el servicio de radiodiagnóstico y se procurará la colaboración del personal en su realización.

Si como resultado de las pruebas de constancia se observan desviaciones anormales respecto a controles anteriores (por encima de las tolerancias establecidas), será aconsejable tomar las siguientes medidas:

- repetir la prueba de constancia
- informar al responsable del programa de garantía de calidad. Dicho responsable deberá verificar en el "historial" del equipo, la frecuencia e importancia de las anomalías

Si la desviación se ha producido de forma ocasional, será preciso incrementar la frecuencia de las pruebas de constancia, vigilar con especial detalle la calidad diagnóstica de las imágenes y verificar las dosis que reciben los pacientes.

Si las desviaciones se producen de forma continuada o el equipo muestra un comportamiento inestable será preciso realizar una prueba de estado junto con los servicios de mantenimiento para determinar la causa de la anomalía. Si ésta persistiera o si la desviación del parámetro medido fuera sustancial, el responsable del programa de garantía de calidad deberá, junto con el usuario, sopesar la posibilidad de restringir el uso del equipo o suspender su uso clínico.

3.4. Indicadores globales de calidad en radiodiagnóstico

Hay tres indicadores que pueden dar una idea de la calidad con la que se está trabajando en una unidad de radiodiagnóstico:

- La dosis impartida al paciente.
- La calidad de la imagen obtenida.
- La tasa de rechazo de películas.

En ellos se refleja no sólo el estado del equipamiento radiológico, sino también los protocolos utilizados en las exploraciones así como la formación del personal que las realiza. La evaluación de estos indicadores permite decidir sobre qué elementos hay que actuar en caso de resultados inaceptables.

La dosis de radiación a pacientes se evalúa a partir de muestras de pacientes estándar y se comparan los valores medios con los de referencia establecidos en la Unión Europea para cada tipo de exploración.

La evaluación de la calidad de imagen puede llevarse a cabo con una o ambas de las siguientes opciones:

- a través de los criterios anatómicos recogidos en los documentos de la Comisión Europea (EUR-16260, 1996; EUR-16261, 1996 y EUR-16262, 1999)
- con objetos de prueba que permitan valorar los parámetros físicos básicos de la imagen (límite de resolución espacial, umbral de sensibilidad para detalles de bajo contraste, etc.)

Para lograr un buen análisis de rechazo de películas es fundamental contar con la cooperación total del personal técnico del servicio, lo que no siempre es

fácil, pues pueden considerarlo como una crítica a su forma de trabajo en lugar de buscar una mejora de la eficiencia general del sistema.

Debería realizarse un análisis de rechazo preliminar antes de implantar el PGC, para establecer valores de referencia (que estará alrededor del 6-10% en los sistemas convencionales y del orden del 2 - 3% en los sistemas digitales) y seguirlo después con periodicidad anual, como mínimo. Las imágenes rechazadas deberían recogerse siquiera durante un período de dos a cuatro semanas.

El estudio más simple consiste en el recuento de las imágenes rechazadas, expresando la tasa de rechazo como un porcentaje del número total de imágenes obtenidas durante un cierto período. El número total de imágenes obtenidas deberá deducirse a partir de la indicación que el responsable de control de calidad estime más fiable (datos del almacén de películas, de los contadores de exposición o procesado, de las estadísticas y registros del propio servicio de radiodiagnóstico, etc.).

En los servicios con técnicas de imagen digital, la tasa de rechazos deberá contemplarse desde el principio en los "Sistemas de Información Radiológica (RIS)" o de almacenamiento "Picture Archiving and Communication Systems (PACS)", si bien la mayoría de los sistemas digitales comerciales existentes en la actualidad no disponen de herramientas que faciliten la evaluación de tasas de rechazo, e incluso posibilitan la eliminación de imágenes por parte del operador sin que quede constancia de ello.

Otras opciones que permiten obtener más información acerca de los orígenes y causas de los rechazos, suponen registrar la sala de donde procede cada una de las imágenes rechazadas, el tipo de examen y la causa del rechazo (que pueden clasificarse en categorías como: subexposición, sobreexposición, errores de colocación o de colimación, fallo del equipo, artefactos en la película, movimiento del paciente, sin valor diagnóstico, etc.)

4. Bibliografía

[1] RD 1976/1999 de 23 de diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en Radiodiagnóstico.

[2] PECCR. (2002 y Revisión 2011). Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico.

Tema 5:
Control de calidad en radiodiagnóstico. Parámetros técnicos

Mª Ángeles Rivas Ballarín
Julio Valverde Morán

Aspectos técnicos del control de calidad en radiodiagnóstico

Mª Ángeles Rivas Ballarín
Servicio de Física Y Protección Radiológica
Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa". Zaragoza
mrivasb@salud.aragon.es
Julio Valverde Morán
Servicio de Protección Radiológica
Fundación Jiménez Díaz
jvalverde@fjd.es

1. Introducción

Se entiende por control de calidad, el conjunto de pruebas a realizar sobre el equipamiento para verificar su estado, asegurando que cumplen la normativa aplicable a parámetros técnicos, de manera que se puedan conseguir los objetivos de calidad de imagen y de dosis a pacientes.

El Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (PECCR), (SEFM, SEPR, 2002), establece los valores que han de presentar los parámetros técnicos de los equipos, así como sus tolerancias, aunque en ocasiones puede remitirse a valores dados por el fabricante. El RD de criterios de calidad en radiodiagnóstico establece en el Anexo III unos "criterios de aceptabilidad" que en ningún caso deben confundirse con los valores que debe presentar un equipo nuevo en unas pruebas de aceptación. Se trata en realidad de requisitos mínimos que sirven para delimitar el periodo de vida útil de un equipo.

En esta sección vamos a repasar las pruebas más importantes que se hacen en los equipos de radiodiagnóstico para comprobar si existen anomalías o cambios que puedan resultar en una degradación de la calidad de imagen o en un incremento en las dosis impartidas.

El PECCR propone una periodicidad mínima para la realización de las pruebas, aunque la decisión sobre la frecuencia de su realización debe adoptarse individualmente según la variabilidad observada.

2. Equipos de grafía

2.1. Parámetros geométricos

Para los equipos de grafía el PECCR ha establecido como pruebas esenciales las siguientes:

a) indicador de la distancia foco-película

b) coincidencia y centrado del campo de luz-campo de radiación

c) coincidencia campo de radiación-campo de registro en sistemas automáticos

d) ortogonalidad del haz de rayos X y del receptor de imagen

El indicador de la distancia foco-película consiste en una cinta métrica extensible a la salida del colimador (Figura 1). Permite al técnico ajustar adecuadamente la posición del foco a la distancia de focalización de la parrilla o a la distancia que se precise según los protocolos de exploración. Además suele haber otra indicación de la distancia foco-película en la columna vertical, para el bucky de mesa, y en los raíles horizontales, para el bucky de pared o para exploraciones que se realizan a pacientes encamados. Debe comprobarse si las indicaciones se refieren a la distancia foco-mesa o foco-película, y su exactitud.

El método de medida básicamente consiste en la obtención de la imagen de un objeto de tamaño conocido y medir su ampliación para relacionarla con la distancia del foco a la película (Figura 2). La distancia foco-película es la suma de $d+d_1+d_2$, donde d_1 lo medimos y conocemos Φ, Φ_1 y Φ_2.

Figura 1

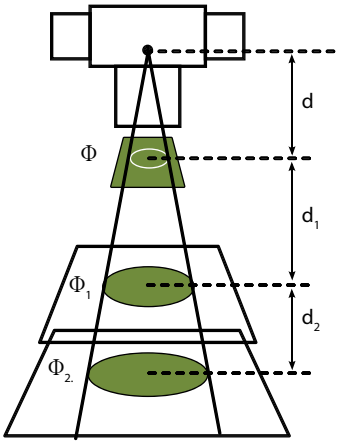


Figura 2

Procedimiento de verificación del indicador foco-película

Se determina la exactitud del indicador de distancia foco-película y la posición del foco en la coraza, que en algunos casos no aparece marcado. Para ello se necesita una lámina de plomo con un orificio circular de dimensiones conocidas, que se sitúa a la salida del colimador, y dos chasis cargados, uno de los cuales se coloca en el portachasis y el otro sobre la mesa del equipo. Se efectúa una exposición, con una técnica de 50 kV, 100 mA, 0,1 s. A partir de los tamaños de las imágenes obtenidas en cada uno de los chasis y de la distancia medida entre la lámina de plomo y la mesa radiológica, se pueden determinar las distancias foco-salida de colimador y foco-película. La diferencia entre el valor indicado y el medido debe ser inferior al 4%.

La coincidencia entre el campo de luz y el campo de radiación es fundamental para posicionar el campo de rayos X en la región anatómica que se desea explorar, sin irradiar innecesariamente tejidos y sin quedarnos cortos, lo que podría ocasionar la repetición de la exploración.

Algunos tubos de rayos X vienen con un sistema de colimación automático que impide realizar exploraciones con un tamaño de campo superior al del chasis empleado. En su forma más básica, la colimación automática ajusta el tamaño del campo al del chasis empleado a unas distancias calibradas, pero sistemas más avanzados tienen en cuenta la distancia foco-película y ajustan el tamaño del campo o bien a varias posiciones preestablecidas o sobre un rango de distancias. En todo caso es importante asegurarse de la *coincidencia entre el campo de radiación y el campo de registro*, cuyo desajuste provocaría como en el caso anterior, irradiación excesiva al paciente o un corte en la región anatómica explorada y por tanto, repetición de pruebas.

La falta de *ortogonalidad entre el haz de rayos X y el receptor de imagen* puede provocar falta de homogeneidad en la placa al incidir los rayos X fuera del eje de focalización de la parrilla.

Procedimiento de verificación de la coincidencia del campo luz-campo de radiación-campo de registro y ortogonalidad del haz

Se trata de comprobar la coincidencia entre el campo luminoso y el campo de radiación delimitado por el colimador, así como la perpendicularidad del haz de rayos X sobre el plano horizontal. Para ello se utiliza un objeto de prueba RMI Modelo 161 B) consistente en una placa de cobre en la que hay impreso un campo rectangular con pintura radio-opaca, centrado sobre unos ejes de las mismas características que llevan marcada una escala, y unos círculos concéntricos centrados sobre los mismos ejes.

Esta herramienta se coloca sobre un chasis cargado sobre la mesa del equipo (o sobre una superficie horizontal) a 1 m de distancia del foco, ajustando sus ejes a los proyectados desde el colimador. Se observará si el campo luminoso es simétrico respecto de dichos ejes. Sobre la placa se coloca un cilindro de metacrilato (RMI Modelo 162 A) centrado sobre los ejes. Dicho cilindro tiene un punto radiopaco en el centro de sus dos bases. En tales condiciones, se hace un disparo radiográfico con la siguiente técnica: 50 kV, 5 mAs (para combinaciones película-pantalla de velocidad 400, o receptores de imagen digitales de sensibilidad similar).

Una vez obtenida la imagen, la zona irradiada no debe diferir de la imagen del rectángulo radiopaco en más de un 2% de la distancia entre el foco y la placa de cobre en cada dirección principal (suma de las desviaciones de cada lado de una misma dirección menor que 2%), considerando este valor sobre la distancia foco-película (DFP). La suma de todas las desviaciones debe ser inferior al 3% de la distancia entre el foco y el maniquí.

En cuanto a la perpendicularidad, la imagen del punto radiopaco de la base superior del cilindro debe estar como máximo dentro del círculo interno (1,5º de desviación entre el eje central del haz de RX y el plano del receptor de imagen respecto de los 90º teóricos).

En aquellos equipos que dispongan de seriador de imágenes, se comprobará la coincidencia del campo de radiación con el campo de registro. La tolerancia será del 2% de la distancia foco-receptor de imagen por cada dirección principal del campo, no superando la suma total el 3% de la distancia foco-receptor.

2.2. Calidad del haz

Entendemos por calidad del haz de radiación (calidad espectral) la capacidad que presenta la radiación para penetrar en los materiales, lo cual depende de su energía y su filtración. Para caracterizar la calidad de la radiación usamos la capa hemirreductora (CHR), expresada en mm de aluminio. Representa el espesor de aluminio necesario para reducir a la mitad el kerma en aire medido en un punto. Es evidente que la CHR depende de la tensión aplicada al tubo y de su filtración, por lo que es necesario explicitar la tensión a la que se ha medido.

Para los equipos de grafía, el PECCR ha establecido como pruebas esenciales las siguientes:

a) *Exactitud y reproducibilidad de la tensión.*

b) *Filtración*: *capa hemirreductora.*

En general, la exactitud de los indicadores de los parámetros exposición –kV, mA, tiempo– es fundamental para la elaboración de protocolos de exploración, basados en valores reales de tensión, corriente y tiempo de exposición, que se puedan exportar de equipo a equipo. Particularmente, con el uso generalizado de los receptores digitales de imagen, la tensión es, de los tres parámetros mencionados anteriormente, el que tiene mayor relevancia en la calidad de imagen. De acuerdo al PECCR, la *desviación de la tensión* debe ser mejor que el ± 10% y debe verificarse en valores que cubran el rango de tensiones empleadas en el equipo. Por ejemplo, un equipo dedicado exclusivamente a tórax necesita una buena exactitud de la tensión entre 100 y 140 kV, usado con tiempos de exposición entre 5 y 30 ms. En cambio, el mismo generador, empleado en una sala de radiología general deberá presentar buena exactitud entre 50 y 120 kV.

Para la medida de la tensión del tubo de rayos X se usan instrumentos no invasivos: kilovoltímetros o multímetros si además incluyen en la medida otras magnitudes. Estos aparatos relacionan la dureza del haz con la tensión pico mediante coeficientes de calibración. Es muy importante el posicionamiento del kilovoltímetro con respecto al eje ánodo-cátodo para evitar el efecto talón. Además la lectura de la tensión puede verse afectada por la forma de onda de kilovoltaje, la respuesta en frecuencias del detector, la distancia al foco y su método de calibración; algunos equipos de intervencionismo emplean una filtración inherente muy elevada para ajustar el espectro de rayos X a la capa K de absorción del medio de contraste (AAPM 2002). En estos casos se hace necesario corregir la lectura del kilovoltímetro por factores de corrección dependientes de la filtración del equipo.

La medida de la reproducibilidad de la tensión nos garantiza la reproducibilidad de las características del equipo y nos ayuda a detectar averías intermitentes.

La *filtración* del haz no es una magnitud medible directamente aunque sí está relacionada de forma unívoca con una curva de atenuación en un medio (Attix 1986); por esta razón, en el contexto del control de calidad, se toma como parámetro representativo de la calidad de un haz de radiación su primera *capa hemirreductora*, CHR, o espesor de material necesario para reducir a la mitad el valor del kerma en aire. La medida de la capa hemirreductora debe satisfacer las siguientes condiciones:

a) El material de atenuación empleado será aluminio de alta pureza (> 99,5%).

b) La medida debe realizarse en condiciones de haz fino; esto es, el detector debe alejarse del material de atenuación para evitar la radiación dispersa.

c) El detector empleado debe ser equivalente al aire de manera que su respuesta en energía sea lo más independiente posible.

La filtración de un haz o CHR tiene más importancia en las dosis impartidas a los pacientes que en la calidad de imagen (AAPM, 2002). Esta importancia es tanto mayor en la mamografía, donde pequeñísimas variaciones en la filtración del haz producen notables variaciones en el kerma en aire en la superficie de entrada al paciente. Las variaciones en la CHR pueden ser debidas al envejecimiento del ánodo, ya que los sucesivos impactos provocan la evaporación del metal que lo compone y su depósito sobre la ventana de salida de la radiación, aumentando de esta forma la filtración del tubo.

La filtración debe ser superior a 2,5 mm Al para tensiones superiores a 70 kV. A 70 kV una CHR superior a 2,5 mm Al garantiza el cumplimiento de la tolerancia indicada para la filtración. Suele medirse a 80 kV y se recomienda que su valor a esa tensión sea igual o mayor que 3 mm Al.

Procedimiento para la medida de la CHR y evaluación de la filtración total

Se selecciona una tensión de 80 kV reales, 0,1s y un valor de la intensidad intermedio en el rango del aparato, y se realizan disparos interponiendo filtros de aluminio de diferentes espesores a la salida del colimador (desde 0 a 4 mm Al).

El software de los multímetros suele permitir la evaluación del valor de la CHR del haz, y de la filtración correspondiente, a la tensión fijada. Algunos multímetros, como el Barracuda, disponen de una serie de filtros integrados dentro del elemento detector que permiten la medida de la CHR en un solo disparo, proporcionando asimismo la filtración total estimada.

Si el multímetro no proporciona el valor de la filtración del tubo, se busca éste a partir del valor de la *CHR* obtenida y las gráficas del informe SCR-6 "The Physics of Radiodiagnosis" de la Hospital Physicists Asociation.

Procedimiento para la medida de la exactitud y reproducibilidad de la tensión

Con el detector del multímetro situado a una determinada distancia del foco (50-100 cm), se realizan una serie de disparos variando la tensión desde 50 kV hasta el máximo valor del generador de que se trate, en intervalos de 10 kV, dejando fija la intensidad y el tiempo en los siguientes valores I = 100 mA y t = 0,1 s.

Se comparan los valores del kV seleccionado en el generador y el medido por el multímetro. Estos valores, que determinan la exactitud del kV no deben diferir en más del 10%.

Para determinar la reproducibilidad del kV, realizamos 5 disparos con la misma técnica, que es la siguiente: 80 kV, 100 mA, 0,1 s. La reproducibilidad del kV viene dada por el coeficiente de variación de los 5 valores (CV), el cual deberá ser inferior al 5%.

2.3. Tiempo de exposición

El generador debería ser capaz de terminar la exposición al cabo de un intervalo de tiempo preseleccionado. Pero esto solo es cierto en determinadas circunstancias dependiendo del tipo de rectificación empleado; por ejemplo, con una frecuencia en la red de 50 Hz, un generador monofásico hará exposiciones en intervalos mínimos de 10 ms, mientras que un generador trifásico puede parar virtualmente en cualquier instante la radiación.

Para el tiempo de exposición el PECCR establece como pruebas esenciales:

a) *Exactitud y reproducibilidad del tiempo de exposición.*

La *exactitud del tiempo de exposición* es importante en lo que respecta a las dosis impartidas a los pacientes y para eliminar artefactos en la imagen de carácter cinético. El tiempo de exposición debe tener una desviación < ± 10% para tiempos superiores a 20 ms, y para tiempos inferiores a éste según lo especifique el fabricante. La medida del tiempo de exposición se realiza con multímetros no invasivos.

Procedimiento para la medida de la exactitud y reproducibilidad del tiempo de exposición

Manteniendo fijos los valores de la tensión e intensidad a 80 kV y 100 mA se realizan una serie de disparos, variando el tiempo desde valores del orden de 20 ms hasta 1,5 ó 2 segundos. Las diferencias entre el tiempo seleccionado y el tiempo medido no deben ser superiores al 10%. Para los tiempos inferiores a 20 ms, suele usarse una tolerancia de ± 5 ms.

Para la reproducibilidad se analizan los valores del tiempo medidos en los 5 disparos de la reproducibilidad de la tensión. El CV de dichos valores será inferior al 10%.

2.4. Rendimiento

El rendimiento del equipo es el kerma en aire en el seno de aire, sin retrodispersión, (equivalente a la dosis absorbida en aire, en condiciones de equilibrio) por unidad de carga a 80 kV y a 1 metro del foco, expresada en μGy/mAs. El rendimiento es función de la tensión y la filtración. En el PECCR se establecen como pruebas esenciales las siguientes:

a) *reproducibilidad*

b) *valor del rendimiento*

c) *variación con la corriente*

El conocimiento del *valor del rendimiento* nos ayuda en la preparación de tablas de técnicas manuales de exposición y es fundamental en el cálculo de las dosis impartidas a los pacientes. Junto con el tiempo de exposición, el rendimiento es un indicador de la calibración de la corriente del tubo. Los equipos con un rendimiento bajo requieren mayores tiempos de exposición, provocando la aparición de artefactos de carácter cinético en las imágenes.

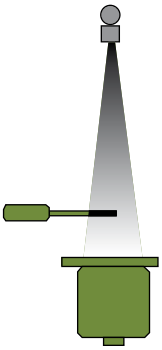


Figura 3

El rendimiento se mide con un dosímetro, en aire y sin retrodispersión (Figura 3), por lo que hay que prestar especial cuidado cuando se hacen las medidas con dosímetros de estado sólido. La medida del rendimiento debe documentarse junto con el dosímetro empleado, la distancia del dosímetro al foco, el kV real, la corriente del tubo y el tiempo de exposición. La medida del rendimiento a otras tensiones distintas de 80 kV es fundamental para el cálculo de las dosis impartidas a los pacientes.

La *variación del rendimiento con la corriente* debe presentar un coeficiente de linealidad menor que 0,1 para valores consecutivos de la carga; esto significa que el rendimiento debe permanecer prácticamente independiente de la carga, lo que nos garantizará el cálculo de nuevos valores de la carga cuando varíen las condiciones de exposición.

Procedimiento para la medida del rendimiento y su reproducibilidad

Con la técnica fija en 80 kV, 100 mA, 0,1 s, se realizan 5 disparos. Hallando el valor medio de los valores obtenidos (en μGy/mAs) y calculando su desviación típica obtendremos la reproducibilidad del rendimiento, expresada como coeficiente de variación. Este valor debe ser inferior al 10%.

Como lo que se busca es el valor del rendimiento para los valores "reales" de los parámetros seleccionados, los valores dados por el equipo de medida deberán corregirse según las desviaciones de la tensión y el tiempo. El valor del rendimiento a 80 kV debe estar comprendido entre 30 y 65 μGy/mAs a 1 metro según el PECCR. Además, hay que tener en cuenta que en el R.D.1976/1999 (anexo III) aparece como criterio de aceptabilidad para este parámetro un valor de 25 μGy/mAs. Según el artículo 14 del ese R.D., si el valor del rendimiento estuviera por debajo del valor de aceptabilidad debería dejarse el equipo fuera de uso.

Procedimiento para la medida de la linealidad del rendimiento con la intensidad

Manteniendo fijos 80 kV y 0,1 segundos, se realizan una serie de disparos variando el valor de la intensidad en todo el rango permitido por el generador, con cada foco. El valor del kerma en aire obtenido (μGy) debería depender linealmente de la intensidad (mA) fijada, o lo que es lo mismo, el cociente μGy/mAs debería ser constante. Así pues, lo que se hace es evaluar el coeficiente de linealidad del rendimiento entre dos valores de mA consecutivos:

$$Coef\ Lin = \frac{R_n - R_{n-1}}{R_n + R_{n-1}}$$

El coeficiente de linealidad debe ser inferior a 0,1.

Al igual que en el caso anterior, los valores de rendimiento dados por el equipo de medida deberán corregirse según las desviaciones de kV y tiempo.

2.5. Control automático de exposición

2.5.1. Sistemas cartulina-película

El control automático de exposición es un dispositivo que idealmente proporciona imágenes de una densidad óptica ajustada a unos valores prefijados, independientemente de las características del paciente, de la región anatómica explorada y de los parámetros de exposición. El CAE contiene tres detectores situados entre la parrilla y el chasis, o detrás del chasis en el caso de los equipos de mamografía. En una vista frontal, los detectores coinciden con la región central y un detector en cada pulmón.

Para el control del CAE, el PECCR establece como pruebas esenciales:

a) *Ajuste del CAE y reproducibilidad.*

b) *Compensación del CAE para distintos espesores.*

c) *Compensación del CAE para distintas tensiones.*

d) *Compensación del CAE para distintas corrientes.*

Las medidas del CAE se realizan con un maniquí de PMMA centrado en el campo de radiación, a la distancia foco-película habitual, usando la cámara central y a 80 kV. La evaluación de resultados se basa en la medida de la DO obtenida en las películas expuestas.

El *ajuste del CAE* debe ser tal que produzca una DO entre 1,1 y 1,4 con 80 kV en un espesor de PMMA equivalente al abdomen de un adulto.

La *compensación del CAE para distintos espesores, corrientes y tensiones* debe verificarse en el rango habitual de espesores, corrientes y tensiones. Es posible que espesores muy pequeños no se compensen bien y por tanto, en esos casos, será recomendable el empleo de técnicas manuales de exploración.

Procedimiento para la verificación del CAE

Se toma un maniquí de PMMA de 30 cm x 30 cm x 20 cm y se selecciona un chasis de 24 cm x 30 cm, que habrá de ser el mismo a lo largo de todo el procedimiento. Se fija una distancia foco-película de 1 metro. Se selecciona la posición de densidad óptica y combinación película-pantalla normalmente utilizada en condiciones diagnósticas. El campo de radiación se ajustará al tamaño del chasis.

a) *Ajuste CAE posición central, densidad. Reproducibilidad*

Se tapan sucesivamente las tres cuartas partes del chasis con láminas de plomo de 2 mm, de forma que se expone cada vez 1/4 de película a los rayos X. Se

hacen 4 disparos a 80 kV, seleccionando la cámara central. El valor de las densidades ópticas estará comprendido entre 1,1–1,4 y su coeficiente de variación deberá ser inferior al 10%.

b) *Homogeneidad entre las cámaras*

Con el maniquí de la prueba anterior, se realizan disparos a 80 kV seleccionando las tres cámaras a la vez, sólo la central, y sólo las dos laterales. Las tres cámaras deberán estar ajustadas de modo que la densidad obtenida en cualquier combinación no varíe en más de ± 0,2 DO respecto al valor obtenido al seleccionar las tres a la vez.

c) *Compensación para diferentes tensiones*

Se reduce el maniquí a 14 cm de espesor y, seleccionando la cámara central, se hacen 4 exposiciones con distintos kV comprendidos en el rango diagnóstico. Las densidades obtenidas no deberán variar más de ± 0,2 DO en el rango de 60-120 kV.

d) *Compensación para diferentes espesores*

Manteniendo seleccionada la cámara central y 80 kV, variar el espesor del maniquí entre 10 y 30 cm. Las densidades obtenidas no deberán diferir en más de ± 0,2 DO.

2.5.2. Sistemas digitales

En el caso de uso de detectores digitales, el CAE se convierte en un dispositivo importante para controlar las dosis impartidas a los pacientes. Debido al amplio rango dinámico de estos detectores, es muy difícil que ocurra el rechazo de una placa por sobreexposición o infraexposición, ya que el software de procesado de las imágenes ajusta los valores de gris a niveles preestablecidos para las diferentes regiones anatómicas, enmascarando un posible exceso de dosis. Aun en el caso de que utilicen películas, éstas se imprimen con una densidad óptica independiente del índice de exposición de la placa, por lo que la magnitud DO ya no sirve para controlar el CAE.

El control del CAE en el caso de detectores digitales puede realizarse a través de parámetros evaluados en las imágenes sin procesar (raw data) como el valor medio de píxel (VMP) o la relación señal sin procesar (raw data). También podría, en principio, utilizarse como parámetro de control la dosis de radiación medida a la entrada del receptor de imagen. Sin embargo, debe tenerse en cuenta que la respuesta del sistema de imagen, tanto se trata de CR como de panel plano, es dependiente de la energía de la radiación por lo que este parámetro no sería adecuado para comprobar la compensación del CAE para diferentes tensiones. El PECCR, en su reciente revisión, propone como parámetro de control la dosis de radiación en

el receptor de imagen estimada a partir del índice exposición del sistema, habiendo procesado las imágenes en el mismo modo en que el fabricante realiza la calibración del índice de exposición. De esta forma ya se tiene en cuenta la respuesta del sistema de imagen en función de la energía.

Las pruebas esenciales propuestas por el PECCR revisado son las mismas que para los sistemas película-pantalla.

Procedimiento para la verificación del CAE en sistemas digitales

Se utiliza un maniquí de láminas de PMMA de 30 cm x 30 cm y, si se trata de sistema CR, se selecciona un chasis de 24 cm x 30 cm, que habrá de ser el mismo a lo largo de todo el procedimiento. Se fija una distancia foco-película de 1 metro y se realiza una exposición en las condiciones utilizadas para diagnóstico. El campo de radiación se ajustará al tamaño del chasis.

a) *Ajuste CAE en la posición central del selector. Reproducibilidad*

Se coloca un espesor de 20 cm de PMMA y se selecciona una tensión de 80 kV (120 kV en caso de que se trate de un equipo dedicado a tórax). Se realizan 4 disparos.

La dosis en el receptor de imagen, estimada a través del índice de exposición, no debe diferir del valor de referencia inicial en más del 20%.

El coeficiente de variación de las dosis obtenidas en los cuatro disparos será inferior al 10%, y lo mismo se aplicará a los valores de carga obtenidos.

b) *Homogeneidad entre las cámaras*

Con el maniquí de la prueba anterior, se realizan disparos a 80 kV (o 120 kV si es de tórax) seleccionando las tres cámaras a la vez, sólo la central, y sólo con las dos laterales.

Las tres cámaras deberán estar ajustadas de modo que la dosis en el receptor de imagen, estimada a través del índice de exposición, obtenida en cualquier combinación no varíe en más de ±20% respecto al valor obtenido al seleccionar las tres a la vez.

c) *Compensación para diferentes tensiones*

Se reduce el maniquí a 14 cm de espesor y, seleccionando la cámara central, se hacen 4 exposiciones con distintos kV comprendidos en el rango diagnóstico. La dosis en el receptor de imagen, estimada a través del índice de exposición, no debe diferir en más de ±20% respecto del valor obtenido en el ajuste de la posición central del CAE.

d) *Compensación para diferentes espesores*

Manteniendo seleccionada la cámara central y 80 kV (120 kV si es de tórax), variar el espesor del maniquí entre 8 y 20 cm. La dosis en el receptor de imagen, estimada a través del índice de exposición, no debe diferir en más de ±20% respecto del valor obtenido en el ajuste de la posición central del CAE.

En general, es conveniente anotar los valores de mAs dados por el equipo en cada caso para poder comparar en futuros controles.

3. Equipos fluoroscópicos

Como se vio en capítulos anteriores, hay varias configuraciones de equipos de rayos X para operar en modo de fluoroscopia. Además, para el mismo equipo puede haber distintos modos de funcionamiento: fluoroscopia manual, semiautomática o automática, continua o pulsada, con variación del tamaño de pulso y filtración añadida, etc. Todas estas particularidades determinan que el modo de medida de una magnitud no sea único.

3.1. Parámetros geométricos

De acuerdo al PECCR, los parámetros geométricos esenciales son:

a) *mínima distancia foco-piel*

b) *tamaño del campo a la entrada del intensificador de imagen* (*II*)

c) *distorsión geométrica*; *comprobación visual de la existencia de distorsión tipo S y cojinete*

d) *coincidencia del campo de radiación con el II*

La *mínima distancia foco-piel* se obtiene de la ampliación de un objeto de tamaño conocido colocado a la salida del colimador. Limitar la mínima distancia foco-piel es muy importante al objeto de limitar las dosis que pueden recibir los pacientes. La mínima distancia foco-piel es de 20 cm para equipos radioquirúrgicos y de 30 cm para el resto.

El *tamaño de campo a la entrada del II* se comprueba colocando un objeto de prueba (Figura 4) con escalas en las dos dimensiones lo más cerca posible de la entrada del II. La imagen del objeto de prueba en el monitor nos informa del tamaño de campo que podemos ver en el II. Hay que tener en cuenta que el objeto de prueba nunca va a estar pegado al II y puede que sea necesaria una corrección por distancia del tamaño de campo visualizado.

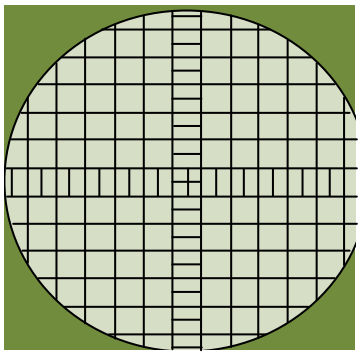


Figura 4

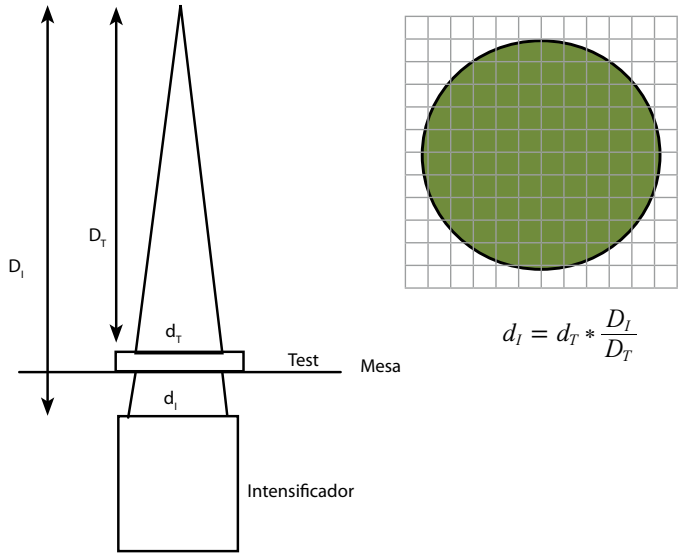


Figura 5

Podría ocurrir una buena coincidencia del tamaño de campo en el II con el nominal, pero el campo de rayos X ser mayor de lo necesario y estar irradiando de más al paciente y al personal de la sala. Por eso hay que comprobar la *coincidencia del campo de radiación con el II*. Esto se comprueba colocando un chasis cargado a la entrada del II; es conveniente localizar el centro geométrico del II y señalizarlo para que conste en la placa obtenida. Se mide el diámetro del campo de radiación y se comparan las áreas del campo de radiación y el nominal del II. Se debe cumplir que el cociente entre el área del campo de radiación y el campo del II esté entre 1,1 y 1. Una buena situación ocurre cuando el colimador se ajusta de manera que en el mayor tamaño de campo se vean siempre las cortinillas del colimador.

Procedimiento para la verificación del tamaño de campo de entrada a II

Se utiliza una retícula metálica de espaciado conocido, colocado encima de la mesa del equipo. Se seleccionan los diferentes tamaños de intensificador posibles y se mide el tamaño real de los mismos a partir de la imagen observada en el monitor, teniendo en cuenta el espaciado de la retícula y la relación geométrica entre la distancia del foco a la mesa y la distancia del foco al intensificador de imagen (Figura 5).

Debe cumplirse que: D medido/ D nominal $\geq$ 0,85.
Cuando sea posible, se seleccionará DI = 100 cm.

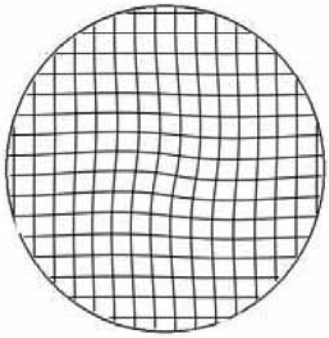


Figura 6

La *distorsión geométrica* (Figura 6) se mide a partir de la imagen de una retícula que abarca todo el campo de visión. En ausencia de distorsión, un cuadrado periférico de n x n cuadrados pequeños debe tener una diagonal n veces la de un cuadrado pequeño. Las diferencias en estos tamaños son debidas a las distorsiones en forma de cojinete o de "S".

Procedimiento para la verificación de la distorsión

Se utiliza una retícula de espaciado conocido, que se coloca en el plano de entrada del intensificador y se evalúa la distorsión integral definida como:

$$DI = \left[\frac{\overline{D}_M}{\overline{D}_C * n} - 1\right] * 100$$

donde

$\overline{D}_M$: diagonal media del mayor cuadrado inscrito en la imagen

$\overline{D}_c$: diagonal media del cuadrado central

n: número de veces que el cuadrado mayor contiene al central

La distorsión integral debe ser inferior al 10%.

3.2. Rendimiento

Al igual que en los equipos de grafía, el rendimiento del tubo es el kerma (dosis absorbida) en aire sin retrodispersión por unidad de carga, expresada en μGy/mAs, a 1 metro de distancia del foco. Esta magnitud se puede emplear para la estimación de las dosis impartidas a los pacientes, para lo cual será necesario tener medido el rendimiento a varias tensiones y conocer su dependencia con la corriente del tubo.

Para el rendimiento, el PECCR considera esencial:

a) *Constancia*

El valor del rendimiento debe establecerse durante las pruebas de aceptación y posteriormente se vigilará su *constancia*.

Esta prueba se realiza mejor cuando el equipo puede operar completamente en modo manual –con control del kV y de la corriente–, en cuyo caso, basta con proteger el II con una lámina de plomo y hacer medidas variando kV y mA. Cuando no es posible ejercer ningún control manual, se coloca frente al II un maniquí para conseguir el kilovoltaje de referencia. El dosímetro se pone entre el foco y el maniquí pero alejado de este último. El dosímetro debe colocarse de forma que no afecte al control automático de intensidad.

Procedimiento para la medida del rendimiento

Si el equipo dispone de modo de operación manual, se seleccionan 80 kV y un valor de corriente de alrededor de 5 mA. Se coloca el dosímetro a una distancia determinada del foco (50-100 cm) y se hace escopia hasta que el electrómetro muestre una tasa de dosis estable. A partir del valor de la tasa de dosis obtenemos el rendimiento sin más que dividir por la intensidad. El rendimiento medido deberá ser igual al de referencia, obtenido en las pruebas de aceptación, con una tolerancia de ± 20%.

Si el equipo sólo opera en modo automático, se colocará un maniquí de espesor suficiente para obtener 80 kV de tensión. EL maniquí puede ser de aluminio (unos 4 cm) o cobre (varios milímetros) y debe colocarse junto al II. El dosímetro debe situarse entre el foco y el maniquí, lo suficientemente alejado de este último como para que no reciba su radiación dispersa. Se anota la intensidad proporcionada por el equipo y se calcula el rendimiento como se ha explicado anteriormente. La tolerancia en este caso es + 25% a –20% si el maniquí es de un Z igual o menor que 14, e igual o menor que ± 25% si el maniquí es de un Z alto.

3.3. Control automático de intensidad (CAI)

Las pruebas esenciales son:

a) *Tasa de dosis/dosis por imagen en el plano de entrada del II.*

b) *Reproducibilidad de la tasa de dosis/dosis por imagen en el II.*

c) *Compensación del CAI para distintos espesores y tensiones.*

La *tasa de dosis/dosis por imagen en el plano de entrada del II, TDEII*, es un parámetro que ajusta el servicio técnico durante la instalación del equipo a un valor de fábrica que debe suponer el mejor compromiso entre ruido de imagen y do-

sis a pacientes. La TDEII tiene un efecto directo sobre las dosis impartidas a los pacientes. En los equipos convencionales, la TDEII es un buen indicador global del estado del equipo ya que es un parámetro relativamente independiente de las condiciones de medida.

En el RD 1976/1999, se impone un valor límite de 0,8 μGy/s a la TDEII medida sin rejilla, con un maniquí de 20 cm de PMMA y para un tamaño de campo de 25 cm. En el caso de aplicaciones de altas tasas de dosis el límite sube a 1 μGy/s. La tasa de dosis para otros tamaños de entrada a II se podría adaptar en proporción inversa al cuadrado de su diámetro (Anexo III de RD 1976/1999).

En el "IPEMB Report 32, Part II (1996)" se indican los resultados obtenidos con diversos equipos del National Health Service observándose que la tasa de dosis a la entrada del intensificador para campos de 22-25 cm oscila entre 0,1 y 1,1 μGy/s. En otras publicaciones (AAPM,1994) se indican como valores típicos para un campo de 20 cm, 0,3-0,5 μGy/s para fluoroscopia y 0,09-0,13 μGy/imagen en cinefluorografía.

Durante las pruebas de aceptación se realizan las medidas de la TDEII para varias configuraciones y sin rejilla. Documentando el factor de rejilla, en las pruebas de constancia las medidas se pueden realizar con la rejilla colocada, corrigiendo los valores obtenidos por el factor de la rejilla.

Para unos valores determinados de tamaño de campo y modo de operación, el CAI se encarga de que la TDEII sea constante independientemente de las características del paciente y de la región anatómica explorada, o sea, de la *compensación para distintos espesores y tensiones* y de su *reproducibilidad*.

Procedimiento de medida de la tasa de dosis en el plano de entrada del intensificador y reproducibilidad

Se utiliza un filtro de Cu de 1 mm de espesor colocado a la salida del colimador. Se coloca el detector en la entrada del intensificador de imagen. Se realizan 5 exposiciones y se anotan los valores de tasa de dosis correspondientes. La reproducibilidad debe ser mejor que ± 5% y el valor medio deberá compararse con el especificado por el fabricante, siendo la tolerancia igual o menor que ± 20%.

Procedimiento de verificación de la compensación del CAI para diferentes espesores y tensiones

Se utiliza un maniquí compuesto de placas de PMMA. Se coloca el detector en la entrada del intensificador de imagen y, poniendo diferentes espesores (desde 8 cm a 20 cm) de maniquí, se anotan las lecturas del electrómetro, así como la tensión y la corriente proporcionadas por el equipo de rayos X. Se mantendrá fija la distancia entre el maniquí y el intensificador de imagen para todos los espesores (10 cm en el caso de los arcos de quirófano y equipos intervencionistas). Se repiten las medidas para cada tamaño de campo del intensificador de imagen.

3.4. Tasa de dosis al paciente

La tasa de dosis al paciente es una magnitud importante a la hora de evaluar las dosis impartidas en procedimientos que utilizan escopia.

Procedimiento de verificación de la tasa de dosis a la entrada del paciente

Se utiliza el mismo maniquí y equipo de medida que en la prueba anterior. Se mide la tasa de dosis a la entrada del paciente para tres espesores de maniquí (8, 14 y 20 cm). Se mantendrá fija la distancia entre el maniquí y el intensificador de imagen para todos los espesores, que será de 10 cm en el caso de los arcos de quirófano y equipos intervencionistas. De esta manera, en estos equipos para 20 cm de PMMA, la distancia entre el intensificador y la entrada del paciente sería de 30 cm, valor recomendado por el protocolo. Se repite para cada tamaño de campo del intensificador de imagen.

Si se ha utilizado para la medida un detector de estado sólido, habrá que multiplicar el valor obtenido por el factor de retrodispersión correspondiente.

Según el PECCR, la tasa de dosis para un espesor de 20 cm de PMMA, incluída la retrodispersión, no debe superar los 100 mGy/min en fluoroscopia convencional, ni los 200 mGy/min en fluoroscopia de alta tasa.

Los niveles de referencia de tasa de dosis establecidos por diversas organizaciones (OIEA, FAO, etc) en el documento "International Basic Safety Standards" son:

menor que 25 mGy/min (en aire con retrodispersión)

menor que 100 mGy/min en equipos en modo de alta tasa de dosis

En diversos estudios se pone de manifiesto que la utilización de la fluoroscopia pulsada implica reducciones en la tasa de dosis al paciente que oscilan entre un 25% a un 40%.

En la norma "IEC, 60601-2-43", se establece la metodología para determinar los valores de referencia del kerma en aire y tasa de kerma en aire en equipos de radiología intervencionista. Dichos valores han de medirse en el punto de referencia del equipo en radiología intervencionista (a 15 cm del isocentro en la línea que lo une al foco) –también definido en esta norma– para facilitar la comparación con los valores determinados por el fabricante. El consorcio europeo DIMOND (Digital Imaging: Measurements for Optimizing Radiological Information Content and Dose) ha elaborado una propuesta de protocolo de medida estándar para las pruebas de constancia en el que se describe la metodología para este tipo de pruebas en los equipos de radiología intervencionista.

3.5. Calidad de imagen (equipos fluoroscópicos)

Las pruebas esenciales para la evaluación de la calidad de imagen son:

a) *Escala de grises.*

b) *Límite de resolución a alto contraste.*

c) *Umbral de sensibilidad a bajo contraste.*

La evaluación de la calidad de imagen durante las pruebas rutinarias de control de calidad se realiza con objetos de prueba que nos dan una estimación subjetiva de estos parámetros. En general, la utilización de objetos de prueba debe realizarse de acuerdo a las especificaciones del fabricante.

La prueba de visualización de una *escala de grises* (Figura 7) se realiza para comprobar la constancia del funcionamiento del equipo. Se trata de visualizar una escala de niveles de gris que va desde el 100% de transmisión (blanco) hasta el 0% de transmisión (negro). Además se incluye dos parches del 95% sobre un fondo del 100% y otro del 5% sobre fondo del 0%. Esta prueba se realiza en modo automático con el objeto de prueba lo más cerca posible del II. Los valores de la tensión y corriente seleccionados por el equipo se comparan con los obtenidos durante las pruebas de aceptación. La variación en la tensión debe ser ser menor que ± 5% y en la corriente menor que ± 10%.

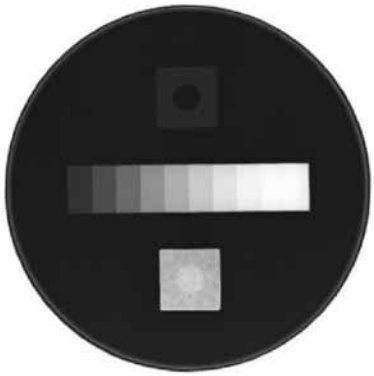


Figura 7

La *resolución espacial* en condiciones de alto contraste se evalúa con objetos de prueba que incluyen patrones de barras. La evaluación de la resolución espacial debe realizarse en modo automático pero en condiciones óptimas de visualización, por lo que deberá emplearse una filtración añadida baja o nula. El objeto se coloca en el eje del haz, pegado a la entrada del II y con las barras giradas 45º respecto a las líneas del monitor (Figura 8). El valor de la resolución espacial obtenido corresponde al límite de resolución de toda la cadena de imagen, que siempre es inferior al que proporciona el II.

El *umbral de sensibilidad a bajo contraste* se determina visualizando objetos de prueba que contienen detalles (discos, cuadrados, etc…) de espesor variable de forma que produzcan en la imagen puntos de distinto contraste. Esta prueba se realiza en modo automático, con el objeto de prueba lo más cerca posible del II. Se coloca una filtración de cobre añadida a la salida del colimador para llevar la tensión a valores típicos de uso clínico. Se anota la tensión que da el equipo. Con la información de calibración del objeto de prueba se puede determinar la resolución del contraste de manera absoluta.

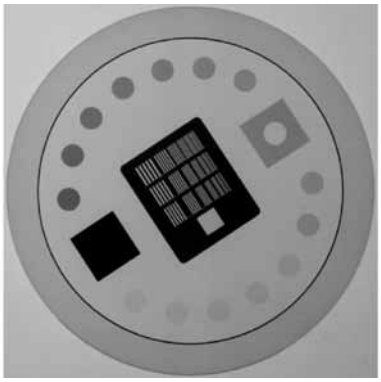


Figura 8

4. Equipos de mamografía

El control de calidad de los equipos de mamografía debe realizarse en unas condiciones concretas que facilitan la reproducibilidad de la medida; estas condiciones de medida se llaman condiciones de referencia. Otras medidas se realizan en condiciones clínicas al objeto de obtener resultados para una mama promedio. Los parámetros a seleccionar en las condiciones de referencia o en las condiciones clínicas están en la siguiente tabla:

Parámetros a seleccionar	Condiciones de referencia	Condiciones clínicas
Foco	Grueso	Grueso
Rejilla	Si	Si
Compresor	Dentro del haz y en contacto con el maniqui	Dentro del haz y en contacto con el maniqui
Posición del detector del CAE	La más próxima a la pared del tórax	La más próxima a la pared del tórax
Posición del selector de densidades ópticas del CAE	La que más se aproxime a la densidad óptica de referencia	La que habitualmente se utilice en la práctica clínica para una mama promedio
Tensión del tubo	28 kV	La que habitualmente se utilice en la práctica clínica
Densidad óptica de la imagen	1.0+base+velo, medida sobre una imagen del maniqui estándar en el punto de referencia	La habitual en las imágenes clínicas, medida sobre una imagen del maniqui estándar en el punto de referencia

Las medidas de dosis de radiación y de DO se refieren siempre al punto de referencia. Para las medidas de dosis el punto de referencia se encuentra centrado lateralmente en el tablero, a 60 mm del borde del tórax y a una altura sobre el tablero de 45 mm. Para las medidas de DO en una placa el punto de referencia está centrado lateralmente y a 60 mm de la pared del tórax.

4.1. Parámetros geométricos

a) *Coincidencia campo de radiación-película.*

b) *Artefactos del equipo.*

La *coincidencia del campo de radiación con la película* será tal que se pueda visualizar un objeto colocado en cualquier parte del tablero en la que, de acuerdo a las especificaciones del fabricante, pueda formarse la imagen.

Procedimiento de verificación de la coincidencia del campo de radiación con la película

En esta prueba se puede verificar también la coincidencia del campo luminoso con el campo de radiación, considerado en el PECCR como complementaria.

Se coloca un chasis en el portachasis y otro sobre la mesa, sobresaliendo unos 3 cm del borde de la misma. Se colocan monedas a ambos lados del borde del campo luminoso y se hace un disparo radiográfico a 28 kV, con los mAs determinados por el CAE. Observando las dos películas se evalúa la coincidencia del campo luminoso con el irradiado, así como si el campo de radiación sobrepasa o no el receptor de imagen.

El campo de rayos X deberá extenderse hasta el borde del tablero en la pared del tórax, sin sobrepasar a éste en más de 5 mm. En el resto de bordes el campo de rayos X no sobrepasará más de un 2% de la distancia foco-película.

Procedimiento de verificación de la existencia de artefactos

Para valorar la presencia de *artefactos* producidos por el equipo se realizan dos exposiciones a 25 kV, con 2 cm de PMMA y una carga que produzca una densidad óptica en torno a 1,5. Se trata de detectar artefactos en forma de variaciones en la DO. Las exposiciones se realizan con dos chasis distintos y procesándolos en distintas direcciones. Los artefactos producidos por el equipo aparecerán en la misma posición, mientras que los producidos por el revelado o el chasis aparecerán en distintas posiciones. No deben aparecer artefactos debidos al equipo.

4.2. Calidad del haz

a) *Exactitud y reproducibilidad de la tensión.*

b) *Filtración. Capa hemirreductora.*

La calibración del haz de radiación se realiza, como en radiología convencional, con multímetros no invasivos. La diferencia entre el espectro de los haces de radiación en mamografía y el resto obliga al uso de multímetros especialmente diseñados o calibrados. Hay que prestar atención a la calibración del detector por si las lecturas necesitan corrección al medir con y sin pala de compresión.

Procedimiento para la medida de la exactitud y reproducibilidad de la tensión

Con el detector del multímetro situado a 50-60 cm del foco, se realiza una serie de disparos variando la tensión desde 25 kV hasta 31 kV, dejando fijo el valor de la carga, en torno a 10 mAs.

Se comparan los valores de la tensión seleccionada en el generador y los medidos por el multímetro. La desviación debe ser inferior a ± 1 kV.

Para determinar la reproducibilidad de la tensión, realizamos 5 disparos a 28 kV, y 10 mAs. Los valores de los kV medidos no deben diferir entre sí en más de 0,5 kV.

La *CHR* se mide con el dosímetro colocado en el punto de referencia y en condiciones de haz delgado. Dependiendo del propósito de la medida, la *CHR* se medirá con o sin el compresor: para la evaluación de la filtración del equipo se hará sin el compresor. Para la evaluación de la dosis glandular media se hará con el compresor. El aluminio empleado para la evaluación de la *CHR* debe ser de una pureza superior al 99,5%. Para la medida de la *CHR* es necesario tener certeza de que la tensión es estable ya que la *CHR* es muy dependiente de ella.

Procedimiento para la medida de la CHR

La *CHR* debe medirse para todas las combinaciones ánodo filtro que se utilicen en el equipo. Se coloca el detector centrado en el punto de referencia, a 6 cm de la pared costal. Se selecciona una técnica de 28 kV y un valor de la carga en torno a 30 mAs. Se realiza un primer disparo sin ningún filtro añadido y a continuación, con la misma técnica, se dispara interponiendo filtros de aluminio de diferentes espesores a la salida del colimador (desde 0,1 a 0,5 mm Al). Si se mide la *CHR* con el dispositivo de compresión, éste estará lo más alejado posible del detector.

Los multímetros de rayos X tienen un software que permite la evaluación del valor de la *CHR* del haz a la tensión fijada.

Si las medidas se realizan con un dispositivo que no disponga de ese software, se ajustan a una recta los valores del logaritmo neperiano de las dosis obtenidas frente a los valores del espesor de Al interpuesto y se obtiene el valor de la capa hemirreductora según la ecuación:

$$CHR = \frac{\ln 2}{m}$$

siendo m la pendiente de esa recta.

El valor de la *CHR*, sin compresor, a 28 kV debe estar comprendido entre 0,3 y 0,4 mm Al para la combinación Mo/Mo, W/Mo y Rh/Rh, aproximadamente 0,4 para Mo/Rh y entre 0,4 y 0,51 mm Al para W/Pd y W/Rh. Si las medidas se realizan con compresor la *CHR* se incrementará, entre 0,03 y 0,06 mm Al, en función de las características del haz de radiación y de la atenuación del compresor.

4.3. Tiempo de exposición

a) *Tiempo de exposición para las condiciones clínicas.*

Procedimiento para la medida del tiempo de exposición en condiciones clínicas

Se coloca el maniquí patrón (4,5 cm de PMMA), con el dispositivo de compresión en su lugar, se selecciona la técnica utilizada en condiciones clínicas y se hace un disparo (es posible que el equipo disponga de diferentes modos automáticos para la determinación no sólo de los mAs, sino también del kV y la combinación ánodo-filtro). Se quita el maniquí, se coloca en su lugar el multímetro, seleccionamos la técnica anterior en modo manual (kV, mAs, ánodo filtro) y se mide el tiempo del disparo. Si no es posible reproducir el mismo valor de carga se hacen dos disparos con valores de carga inmediatamente superior e inferior. El valor del tiempo de exposición se calcula por interpolación.

El tiempo de exposición debe ser inferior a 2 s y sería deseable que fuese inferior a 1,5 s.

4.4. Rendimiento

a) *Reproducibilidad.*

b) *Valor del rendimiento y tasa de dosis.*

c) *Variación del rendimiento con el tiempo de exposición y la corriente.*

Procedimiento para la medida del rendimiento y de la tasa de dosis

Se coloca el detector centrado en el punto de referencia. Con la técnica fija a 28 kV y 10 mAs se realizan 5 disparos. El rendimiento será el valor medio del kerma en aire (dosis absorbida en aire) por unidad de carga (μGy/mAs). Calculando el coeficiente de variación correspondiente a los 5 disparos, obtendremos la reproducibilidad. La tasa de dosis se calcula dividiendo la dosis por el tiempo de disparo y se referencia a la distancia foco-película.

El valor del rendimiento a 28 kV, con Mo/Mo, sin compresor debe ser mayor que 30 μGy/mAs a 1 m del foco. La tasa de dosis deberá ser mayor que 7,5 mGy/s a la distancia foco-película.

Para verificar la linealidad del rendimiento con los mAs, manteniendo fijos 28 kV, se realizan una serie de disparos variando el valor de la carga en todo el rango permitido por el generador, con el foco grueso. El valor de la dosis obtenido (μGy) debería depender linealmente de la carga (mAs) fijada, o lo que es lo mismo, el cociente μGy/mAs debería ser constante. Así

pues, lo que se hace es evaluar el coeficiente de linealidad del rendimiento entre dos valores de mAs consecutivos:

$$Coef\ Lin = \frac{R_n - R_{n-1}}{R_n + R_{n-1}}$$

La desviación de la linealidad deber ser inferior a 0,1.

4.5. Rejilla

a) *Factor de exposición de la rejilla.*

b) *Artefactos de la rejilla.*

Procedimiento para la medida del factor de exposición de la rejilla

Se coloca el dispositivo de compresión y el maniquí patrón dentro del haz de radiación y ambos lo más cerca posible al cabezal del tubo. Se seleccionan 28 kV y unos 60 mAs. Se mide la dosis absorbida en aire sobre el tablero y en el plano del receptor de imagen, colocado el dosímetro en cada una de esas posiciones. Se procurará que en ambos casos el dosímetro se encuentre en el mismo eje (p.ej. el que une el foco con el punto de referencia). El factor de rejilla se calcula según la siguiente ecuación:

$$FR = \left[\frac{D_1}{D_2}\right] \times \left[\frac{d_1}{d_2}\right]^2$$

donde D_1 y D_2 son los valores de dosis sin y con rejilla y d_1 y d_2 las distancias del foco al centro del dosímetro en cada una de las dos posiciones.

Para comprobar la ausencia de *artefactos debidos a la rejilla* se hacen exposiciones con distintos espesores de PMMA (20, 45 y 60 mm) y distintos focos a la tensión de las condiciones clínicas. Las líneas de la rejilla no deben visualizarse en ninguna de ellas.

4.6. Control automático de exposición

4.6.1. Sistemas cartulina-película

Para comprobar el CAE deben usarse las condiciones clínicas de exposición, elegir el detector del CAE más próximo a la pared del tórax y es muy importante garantizar las condiciones de procesado de las películas; para ello deben usarse películas que se emplean en la práctica clínica y que sean

del mismo lote y que la procesadora esté bien ajustada. La pruebas esenciales para el CAE son:

a) *Ajuste del CAE para la posición central del selector de densidades.*

b) *Reproducibilidad del CAE.*

c) *Compensación del CAE con el espesor, la tensión y los modos de operación.*

d) *Evaluación semanal del CAE.*

Procedimiento para la verificación del CAE

Se toma un maniquí de mama de PMMA y se selecciona un chasis, que habrá de ser el mismo a lo largo de todo el procedimiento. Se fija la distancia foco-película habitual de trabajo. Se selecciona la posición de densidad óptica y combinación película-pantalla normalmente utilizada en condiciones diagnósticas. El dispositivo de compresión estará situado sobre el maniquí.

Ajuste del CAE en la posición central del selector de densidad. Reproducibilidad

Para la obtención de imágenes diagnósticas adecuadas, la densidad óptica clínica deberá estar comprendida entre 1,4 y 1,9 DO, incluyendo base+velo. En las pruebas de aceptación se fijará la DO clínica preferida por el radiólogo, siempre dentro del intervalo indicado. Este será el valor de referencia con el que habrá que comparar en los sucesivos controles de calidad. A continuación se ajustará la posición central del CAE, de forma que la diferencia entre la DO asociada a las imágenes del maniquí y la DO clínica sea menor o igual que 0,15.

Para comprobar que el ajuste realizado se mantiene en el tiempo, se obtienen 5 imágenes del maniquí de 45 mm de espesor, con la técnica de 28 kV y el selector de densidades en la posición central. El valor medio de la densidad óptica de las 5 imágenes en el punto de referencia deberá diferir menos de ±0,15 DO respecto de la fijada inicialmente.

La reproducibilidad de los valores de densidad óptica deberá ser inferior a 0,1 DO y la de los valores de carga inferior al 2%.

Compensación con la tensión.

Con el maniquí de 45 mm de PMMA se hacen 4 exposiciones con tensiones comprendidas entre 24 y 30 kV. Las densidades obtenidas deberían variar menos de ±0,15 DO respecto del valor medio obtenido en la prueba de ajuste del CAE en la posición central.

Compensación para distintos espesores.

Manteniendo la tensión en 28 kV, se obtienen imágenes para espesores del maniquí de 20, 45 y 60 mm. Las densidades obtenidas deberían variar menos de ± 0,15 DO respecto del valor medio obtenido en la prueba de Ajuste del CAE en la posición central.

Si el equipo dispone de modos de operación que seleccionan la técnica (kV, ánodo-cátodo, mAs) en función del espesor del maniquí interpuesto, se seleccionará el modo de operación utilizado en condiciones clínicas, comprobándose conjuntamente la compensación por kV y espesores, ya que el kV aplicado irá variando con el espesor del maniquí.

Todas estas pruebas deberían realizarse con periodicidad **anual**, pero debe realizarse una verificación **semanal** de la constancia del CAE a largo plazo.

Evaluación semanal.

Se expone el maniquí de 45 mm como en las condiciones de "Ajuste central". La desviación en densidad óptica respecto del valor de referencia debería ser menor que ± 0,15 DO.

Se realizan también exposiciones con espesores de 30 y 60 mm de PMMA. Las DO obtenidas en cada caso deben diferir menos de ± 0,15 DO de la obtenida con el maniquí de 45 mm.

4.6.2. Sistemas de mamografía digital (CR, DR)

A diferencia de lo que ocurre con el sistema cartulina-película, donde el CAE tiene la misión de proporcionar una DO constante, en los sistemas digitales la función del CAE es asegurar que la relación señal-ruido (RSR) es adecuada en todas las imágenes y que la dosis de radiación se mantiene dentro de los valores recomendados.

La RSR está relacionada con la energía que llega al receptor de imagen y debe ser determinada en las pruebas de constancia. En el caso de la compensación con espesores, lo importante es asegurarse de que la calidad de imagen se mantiene adecuada para los diferentes espesores de mama, por lo que el parámetro que se medirá es la relación contraste-ruido (RCR), por estar relacionado con la visibilidad de los objetos.

Se utilizará para las pruebas un maniquí rectangular de PMMA, de espesores variables entre 2 y 7 cm, que cubra todo el campo del detector.

En los sistemas CR se utilizará siempre el mismo chasis. El valor medio de píxel (VMP) y la desviación típica (DTP) se medirán sobre una región de interés (ROI) estándar (4 cm^2) sobre las imágenes sin procesar (raw data).

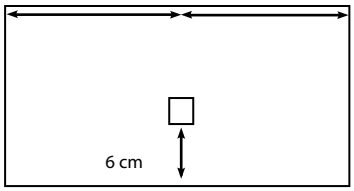


Figura 9

El PECCR revisado establece que en los sistemas de respuesta logarítmica deberá obtenerse la RSR y la RCR a partir de los valores linealizados del VMP y la DTP, como se indica en el apartado 7.2 de este tema.

Ajuste del CAE.Reproducibilidad.

El CAE deberá haberse ajustado inicialmente para que, al adquirir la imagen de un maniquí contraste-detalle (el CDMAM por ejemplo) se visualice un espesor umbral <1,68 μm para el disco de oro de 0,1 mm de diámetro.

En estas condiciones, se adquiere una imagen del maniquí de 50 mm de PMMA (espesor equivalente al del CDMAM) con el dispositivo de compresión en contacto con el mismo. A partir del rendimiento del equipo en esas condiciones (kV, ánodo-filtro, mAs, CHR) se determina el valor de la dosis glandular media (DGM), que deberá ser inferior a **3 mGy**.

Para evaluar la repetibilidad, se realizan 5 disparos en estas condiciones con el maniquí de PMMA de 45 mm de espesor.

Se determina en las imágenes la RSR, centrando una ROI de 4 cm^2 en el punto de referencia y anotando su VMP y DTP (Figura 9).

$$RSR(\%) = \frac{VMP}{DTP} \cdot 100$$

La reproducibilidad, estimada a través del coeficiente de variación, deberá ser inferior al ± 5% tanto para la DGM como para la RSR.

Compensación con el espesor y la composición de la mama

El parámetro de interés es la RCR, que al mantenerse razonablemente constante independientemente de las características de la mama, garantiza el mantenimiento de la calidad de imagen.

En las pruebas iniciales se establecerá el valor límite de la RCR para el espesor de 50 mm de PMMA, y a partir de este valor se deducirán los valores de RCR límite para el resto de espesores, aplicando la tabla que figura a continuación.

Espesor (mm)	20	30	40	45	50	60	70
RCR límite (%)	115	110	105	103	100	95	90

Para esta prueba, además del maniquí de PMMA, se utiliza una lámina de aluminio de 0,2 mm de espesor y 10 mm x 10 mm de área. Se adquieren imágenes con espesores crecientes de PMMA, entre 20 y 70 mm con incrementos de 10 mm. La lámina de Al se colocará sobre 20 mm de PMMA, como se indica en la Figura 10a, centrada a 6 cm de pared costal y siempre a la misma distancia del detector. Las exposiciones se realizarán en condiciones clínicas, con el compresor presionando en el maniquí.

Sobre las imágenes sin procesar (raw data), se miden VMP y DTP en 5 ROI de 5 mm x 5 mm, situadas respectivamente en el centro de la lámina de Al y alrededor de los cuatro lados de ésta, a 10 mm del centro de la misma, como se muestra en la figura 10 b.

Se calcula la RCR mediante la ecuación:

$$RCR = \frac{|VMP_{Al} - VMP_F|}{\sqrt{\frac{(DTP_{Al}^2 + DTP_F^2}{2}}}$$

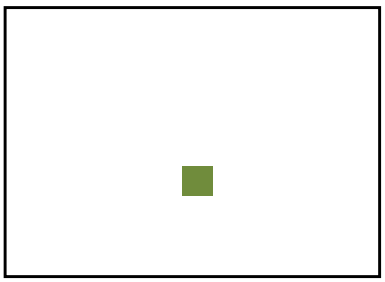


Figura 10a

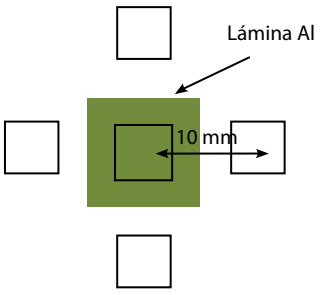


Figura 10b

Siendo VMP_{Al} el correspondiente a la ROI centrada en la lámina de Al, VMP_F el promedio del VMP de las ROI que la rodean. Lo mismo se aplica a DTP_{Al} y DTP_F.

En primer lugar se calculará la RCR_{lim} correspondiente al espesor de *50 mm de PMMA*, a partir del contraste umbral del disco de 0,1 mm de diámetro del maniquí contraste detalle, según la expresión:

$$Contraste\ umbral_{medido}\ x\ RCR_{medida} = Contraste\ umbral_{límite}\ x\ RCR_{lim}$$

Se considera que el espesor umbral aceptable para el disco de 0,1 mm es 1,68 μm al que correspondería un contraste del 23% (MD 016 del PECCR), cuando la imagen del CDMAM se adquiere a 28 kV Mo-Mo. Si la imagen se adquiere con un espectro diferente, debe determinarse qué contraste corresponde al espesor de 1,68 μm en tal caso:

$$RCR_{\lim} = \frac{Contraste_{med} \cdot RCR_{med}}{Contraste_{\lim}}$$

Una vez determinada la RCR_{lim} para 50 mm de $PMMA$, se calculan las correspondientes al resto de espesores aplicando los valores de la tabla anterior.

Ejemplo:

En un equipo determinado, la RCR medida para el espesor de 50 mm de PMMA es 10,3 y el espesor mínimo detectable del disco de 0,1 mm en una imagen adquirida a 28 kV, Mo-Mo es 1,42 μm al que corresponde un contraste de 19,9%. Entonces

$$RCR_{\lim} = \frac{19,9 \cdot 10,3}{23} = 8,91$$

Por tanto, para los diferentes espesores, los valores límite de la RCR serán:

Espesor (mm)	20	30	40	45	50	60	70
RCR_{lim}	10,25	9,80	9,36	9,18	8,91	8,46	8,02

La RCR obtenida en las *pruebas iniciales* para cada uno de los espesores de maniquí deberá ser igual o mayor que los valores límite.

En las *pruebas anuales*, la RCR obtenida para cada espesor deberá desviarse en menos del 10% de los valores que se obtuvieron en las pruebas iniciales.

Constancia del funcionamiento del CAE.

Una vez por semana se adquieren imágenes para 3 cm, 4,5 cm y 6 cm de $PMMA$, utilizando parámetros de exposición típicos de condiciones clínicas. Se anotan los factores de exposición automáticamente obtenidos y se comparan con los correspondientes a la prueba anterior. Sobre las imágenes sin procesar (raw data) se mide VMP y DTP en una ROI de 4 cm^2 centrada a 6 cm de pared costal. Se calcula la RSR.

Las desviaciones del VMP y la RSR respecto de los valores iniciales serán inferiores al ± 10%.

La reproducibilidad del kerma en aire debe ser inferior a ± 5%, sin cambios en los factores de exposición.

4.7. Sistema de compresión

a) *Deformación del compresor.*

b) *Fuerza de compresión.*

La compresión de la mama debe ser firme pero tolerable. No hay un valor óptimo para la *fuerza de compresión*, aunque en algunos equipos automáticos se recomienda que sea superior a 100 N. El valor de la fuerza de compresión se puede comprobar colocando sobre el tablero una báscula, y encima un material compresible, como un rectángulo de gomaespuma. La desviación de la indicación de la fuerza de compresión debe ser debe ser igual o menor que ± 20 N.

Ningún dispositivo de compresión deberá ser capaz de aplicar una fuerza de compresión superior a 300 N. La máxima fuerza aplicada automáticamente deberá ser al menos de 150 N sin superar los 200 N.

Cuando se comprime un espesor constante de gomaespuma, las cuatro esquinas deberían quedar a la misma altura desde el tablero. Normalmente existe una *deformación* y ocurre que no todas las esquinas quedan a la misma altura. Se acepta una diferencia de hasta 15 mm. Las diferencias en la dirección perpendicular al borde del tórax, bastante frecuentes, son más tolerables que en la dirección paralela.

4.8. Calidad de imagen

4.8.1. Mamografía cartulina-película

a) *Resolución a alto contraste.*

b) *Contraste de la imagen.*

c) *Umbral de sensibilidad a bajo contraste.*

La evaluación de la calidad de imagen debe realizarse tanto en condiciones clínicas como en condiciones de referencia. En ambos casos, los resultados se comparan con los valores de referencia obtenidos inicialmente para cada parámetro y su reproducibilidad. Las imágenes en condiciones de referencia sirven para intercomparar con resultados anteriores de una forma más objetiva y con otros centros, puesto que todas están obtenidas con igual técnica. En los controles rutinarios se evalúa la calidad de imagen en condiciones de referencia y

deberá comprobarse que la desviación entre el valor del parámetro obtenido y el de referencia es inferior a la reproducibilidad de éste. Existen diferentes maniquíes de calidad de imagen que permiten evaluar los parámetros básicos indicados a continuación. En la figura 11, imagen del TOR (MAX).

La *resolución a alto contraste* se mide con un patrón de barras de plomo, colocadas en dirección paralela y perpendicular al borde del tórax. El patrón de barras se puede colocar entre las láminas de PMMA, para evaluar la resolución en tejido blando o sobre los 45 mm de PMMA para medirla en el caso más desfavorable. La resolución espacial no depende mucho de la altura al tablero entre 25 y 50 mm, es más crítica la distancia desde la pared del tórax. La resolución es, en general, peor en la dirección paralela al eje del tubo por la asimetría del foco.

El *contraste* de la imagen se mide a partir de la imagen de una cuña escalonada de aluminio, cuyos escalones se encuentren en la zona lineal de la curva sensitométrica. La cuña se coloca en dirección perpendicular al eje del tubo y sobre 45 mm de PMMA. Midiendo la DO de cada escalón se hace un gráfico. El contraste se obtiene de la pendiente de la zona lineal del gráfico. Puesto que esta cuña incluye las condiciones de procesado, es necesario corregir esta curva por la tira sensitométrica para obtener realmente el contraste de la imagen. No hay tolerancias para el contraste, pero de un control a otro no debe variar más de un 10%.

El *umbral de sensibilidad a bajo contraste* es una medida subjetiva del menor contraste perceptible para objetos grandes. Las imágenes para la evaluación del umbral de sensibilidad de contraste debería ser revisadas por al menos tres observadores. Para objetos de 5-6 mm el umbral debería ser < 1,3%.

Se recomienda que la calidad de imagen se evalúe semanalmente.

Figura 11

4.8.2. Mamografía digital

Los maniquíes utilizados tradicionalmente en mamografía de cartulina-película no son los suficientemente sensibles para discriminar entre diferentes equipos digitales. Por esta razón, antes del uso clínico del equipo, el PECCR revisado propone hacer una evaluación de la calidad de imagen utilizando un maniquí contraste-detalle específico de mamografía, o bien determinar la eficiencia de detección cuántica (DQE) del sistema.

La tolerancia para el umbral de sensibilidad contraste-detalle viene dada en la tabla siguiente:

Tamaño (mm)	Espesor umbral del disco de oro (μm)
2	< 0,069
1	< 0,091
0,5	< 0,150
0,25	< 0,352
0,1	< 1,68

La resolución de alto contraste deberá ser próxima a la frecuencia de Nyquist asociada al tamaño del píxel del detector y siempre superior al 80% de ésta.

La constancia de la calidad de imagen, de periodicidad **semanal**, se realizará con los maniquíes convencionales. Se establecerán inicialmente unos **valores de referencia** para los diferentes detalles visualizados. Los valores obtenidos en la prueba semanal deberán desviarse de los de referencia menos que la reproducibilidad de éstos.

5. Equipos dentales

5.1. Parámetros geométricos

Los parámetros considerados ***esenciales*** en el PECCR son los siguientes:

a) *Mínima distancia foco-piel.*

b) *Tamaño del campo en el extremo del localizador.*

La mínima distancia foco-piel debe ser 20 cm en los equipos con tensiones superiores a 60 kV, y 10 cm para los equipos con tensiones iguales o inferiores a ésta. Para comprobarlo, basta con medir la distancia entre el foco y el extremo del localizador.

En cuanto al tamaño de campo en el extremo del localizador, deberá ser inferior a 6 cm. Para su comprobación, se realiza una exposición sobre una película, o un fósforo CR y se mide el diámetro de la imagen obtenida.

5.2. Calidad del haz

Para los equipos dentales, el PECCR ha establecido como pruebas esenciales las siguientes:

a) *Exactitud y reproducibilidad de la tensión.*

b) *Filtración*: *capa hemirreductora.*

De acuerdo al PECCR, la exactitud de la tensión y su reproducibilidad debe ser mejor que el ± 10%. La mínima tensión proporcionada por el equipo será de 50 kV.

El valor de la filtración será igual o mayor que 1,5 mm Al para equipos con tensión de pico nominal igual o menor que 70 kV y y una filtración igual o mayor que 2,5 mm Al para equipos con tensión de pico nominal igual o mayor 70 kV.

Los procedimientos de medida de estos parámetros son similares a los indicados en el apartado 2.2 de este tema, adaptándolos a los valores de tensión e intensidad de los equipos dentales.

5.3. Tiempo de exposición

Se realizarán medidas para un rango de tiempos superiores a 100 ms. Si no existe selector temporal, sino selección por el tipo de pieza dental (incisivo, molar, niño, adulto), se elegirán diferentes tipos de dientes y se medirá el tiempo en cada caso. Los valores iniciales servirán como referencia para ocasiones sucesivas. Para la reproducibilidad, repetiremos 5 disparos para uno de los tipos de dientes.

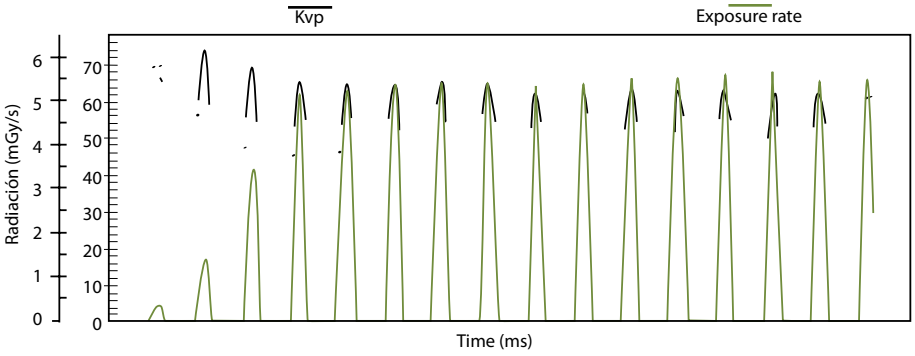


Figura 12

La desviación será igual o menor que ±20% y la reproducibilidad del tiempo igual o menor que ±10%.

Los equipos dentales suelen tener un generador monofásico y su forma de onda (Figura 12) puede presentar un transitorio durante el cual la tensión y la radiación son muy bajas. Por ello, hay que programar correctamente el multímetro utilizado para que, tanto la medida de la tensión como la del tiempo, se realicen a partir del momento en que la tensión ha alcanzado un determinado porcentaje (p. ej. el 50%) de su valor máximo.

5.4. Rendimiento

Para los equipos dentales, el PECCR establece como pruebas esenciales las siguientes:

a) *Reproducibilidad.*

b) *Valor del rendimiento.*

c) *Variación con el tiempo de exposición.*

Estos parámetros se miden de igual forma que en los equipos de grafía. La reproducibilidad debe ser mejor que ±10%, y el valor del rendimiento debe estar comprendido entre 30 y 80 mGy/mAs para equipos con tensiones entre 50 y 70 kV.

6. Equipos de tomografía computarizada

6.1. Parámetros geométricos

Los parámetros considerados **esenciales** en el PECCR son los siguientes:

a) *Alineación luz-haz de radiación.*

b) *Desplazamiento de la camilla.*

c) *Espesor efectivo de corte.*

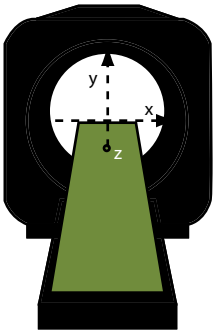
d) *Exactitud de la selección de la posición del corte sobre el topograma.*

En el texto se incluye también la comprobación de algunos otros contemplados como **complementarios**, pero que consideramos que es importante verificarlos, al menos en las pruebas de aceptación o referencia del equipo.

Procedimiento de verificación del alineamiento de los indicadores luminosos

Concordancia entre las luces del plano externo e interno.

Esta prueba se realiza para comprobar que los indicadores luminosos internos y externos se hallan a la distancia correcta. Se utiliza una película en sobre "ready-pack" o película radiocrómica, colocada sobre la mesa (o sobre un maniquí de 10 cm). Se ilumina con las luces externas y se marca esa posición en el sobre. A continuación se desplaza la mesa, automáticamente, hasta la posición de irradiación. Las luces internas deben coincidir con la marca anterior (Figura 13).



x-y = scan (transaxial) plane
x-z = coronal plane
y-z = sagital plane

Figura 13

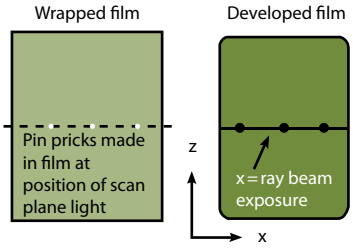


Figura 14

Coincidencia entre las luces del plano interno y el plano irradiado.

La correcta alineación de la luz y el haz de radiación permite localizar sobre el paciente el origen desde el que se programará la secuencia de exploración. Para comprobarlo, se perfora con un alfiler el sobre "ready-pack" a lo largo de la línea luminosa y se realiza una exposición con una anchura de corte pequeña. Una vez revelada la película, se observa si coinciden los puntos perforados y con la franja irradiada (Figura 14).

La exactitud en la indicación de esta luz debe ser menor que ± 15% del espesor de corte.

Alineación de las luces en los planos coronal y sagital.

Se puede utilizar como marcador la mina de un lápiz o un alambre. Se coloca el marcador sobre la mesa (o sobre un maniquí de 10 cm) alineado mediante los indicadores luminosos, de forma que quede en el isocentro, paralelo al eje z y perpendicular al plano xy. Si el alineamiento de las luces es correcto, el marcador aparecerá como un punto, en $x = 0$, $y = 0$ al tomar una imagen axial.

Procedimiento de verificación del desplazamiento de la mesa

Estas verificaciones deben realizarse con una carga sobre la mesa que sea equivalente a la de un paciente de 70-80 kg.

Exactitud del indicador de distancia en el brazo (gantry).

Se coloca una regla sujeta a lo largo del lateral fijo de la mesa (Figura 15). Se marca sobre la regla la posición inicial de la mesa y se programa el desplazamiento de ésta hacia fuera y hacia adentro del brazo. Se debe comprobar que para un desplazamiento de 30 cm como mínimo, el movimiento de la camilla no difiere más de la tolerancia establecida, que es de ± 2 mm. A

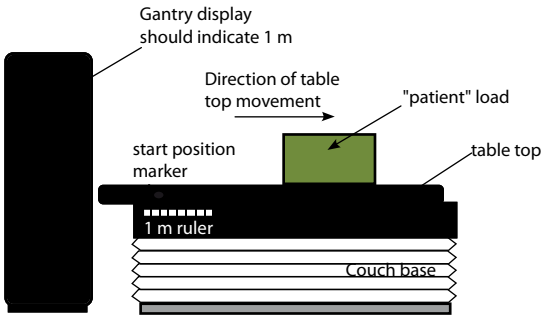


Figura 15

continuación, el desplazamiento inverso debe dejar la camilla en su posición original.

Exactitud del incremento de desplazamiento de mesa.

Se sitúa una película en sobre "ready-pack", en el plano del isocentro y se expone a una secuencia axial. Puede usarse un espesor de corte pequeño con un desplazamiento de mesa superior al espesor de corte.

Exactitud del desplazamiento de la mesa para exploraciones helicoidales.

Para evaluar la exactitud en la longitud irradiada, se usa un objeto de PMMA con dos marcadores radiopacos separados por una distancia fija (Figura 16). Se realiza un topograma y se planifica una exploración helicoidal que comience en el primer marcador y termine a la distancia x existente entre ambos. Si el desplazamiento de la mesa es exacto, los marcadores se verán claramente en la primera y en la última imagen de la serie.

Procedimiento de verificación de la exactitud en la inclinación del brazo

Se coloca una película en sobre "ready-pack" en el extremo de la mesa que entra en el brazo. Debe colocarse vertical (pegado a un bloque de PMMA o poliespán), de manera que sea paralelo al plano sagital e intersecte perpendi-

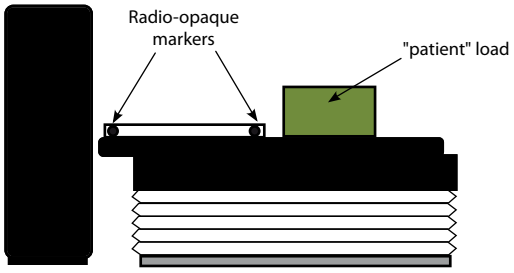


Figura 16

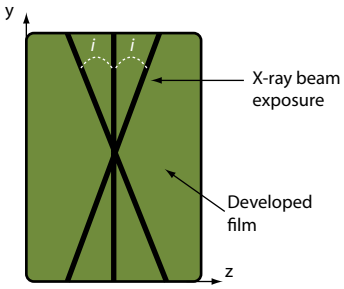


Figura 17

cularmente a los planos axial y coronal. Se realizan tres cortes axiales sobre la misma película: uno para la máxima inclinación del brazo en un sentido, otro para la máxima inclinación en sentido contrario y otra a 0º. Los tres planos deben ser visible en la película, una vez revelada. Los ángulos *i* y *i'* medidos sobre la misma deben ser igual a los indicados en el brazo (Figura 17).

Procedimiento de verificación del espesor de corte efectivo

El *espesor de corte efectivo* está definido como la anchura a mitad de altura del perfil de sensibilidad en el eje Z. El perfil de sensibilidad en el eje Z es la respuesta del equipo en el eje de giro del tubo. El método de medida del espesor efectivo de corte depende del maniquí que se emplee y de las instrucciones del fabricante. Cuando se emplea un maniquí de rampa (Figura 18), después de reconstruir la imagen, el procedimiento a seguir es: a) determinar los valores del fondo, máximo en la rampa y mitad del máximo; b) obtener de estos datos la anchura a mitad de altura (FWHM) del perfil.

En TC multicorte se comparará el perfil en las imágenes obtenidas en una sola rotación. Las diferencias existentes podrían indicar mal alineamiento entre foco/colimador/sistema de detectores o diferencia en la sensibilidad de las hileras paralelas de detectores.

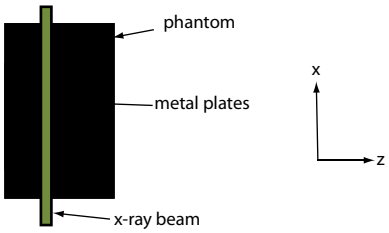


Figura 18

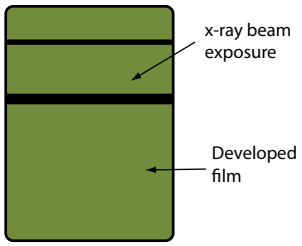


Figura 19

El espesor de corte efectivo debe satisfacer:

Valor medido menor que s ± 1 mm, si s es igual o mayor que 2 mm.

Valor medido menor que s ± 50%, si s es igual o mayor que 2 mm.

Siendo s el espesor de corte nominal.

Procedimiento de medida de la anchura de corte irradiado

La medida de la anchura de corte irradiada, para todos los espesores de corte nominales, proporciona una prueba directa de la colimación prepaciente y permite calcular la eficiencia geométrica del equipo.

$$\textit{Eficiencia geométrica} = \frac{\textit{anchura de corte en imagen}}{\textit{anchura de corte en irradiada}} \times 100$$

Para obtener la anchura de corte irradiada se coloca una película en sobre "ready-pack" o película radiocrómica, sujeta en aire, en el plano del isocentro. Se irradia con los diferentes espesores de corte y, una vez revelada, se mide la anchura de corte irradiado (Figura 19), bien midiendo simplemente con una regla o se obtiene el perfil de densidad óptica (DO) producido por la lectura de un microdensitómetro. Si se desea mayor exactitud, puede obtenerse el perfil de dosis a partir del perfil de DO y la curva de calibración. La anchura de corte la da la FWHM del perfil de dosis.

Procedimiento de verificación de la exactitud de la selección de la posición del corte sobre el topograma

Se comprueba haciendo un topograma de un objeto que contenga marcadores radiopacos. Se programa una secuencia partiendo de la posición del marcador y en la primera imagen debe aparecer éste. La desviación debe ser menor que ± 2 mm.

6.2. Calidad de imagen

a) *Ruido de la imagen.*
b) *Verificación de la ausencia de artefactos en la imagen.*
c) *Valor medio del número CT.*
d) *Linealidad y escala de contraste.*
e) *Resolución a bajo contraste.*
f) *Resolución a alto contraste.*

Procedimiento de evaluación del ruido de la imagen y valor medio del número CT y artefactos

La evaluación del ruido se realiza utilizando maniquíes cilíndricos que, o bien se rellenan de agua, o están hechos de un material equivalente a tejido. Se adquiere una imagen axial y se define en ella una región de interés circular (ROI) de unos 2 cm de diámetro situada en el centro de la imagen (Figura 20).

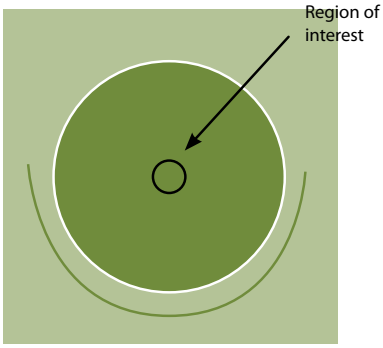


Figura 20

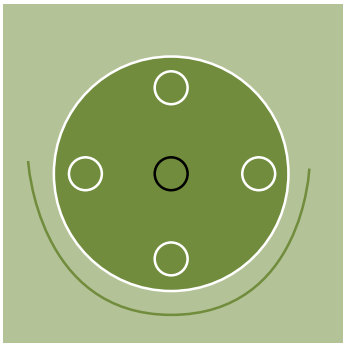


Figura 21

El valor del número CT es el valor medio de los píxeles contenidos en la ROI y a partir de su desviación típica (SD) se obtendrá el ruido de la imagen.

El nº CT del agua debe estar comprendido en el intervalo 0 ± 4 HU. Si se realizan medidas en aire, el nº CT será -1000 ± 4 HU.

Suele evaluarse también la uniformidad del valor de nº CT. En la imagen obtenida se definen 4 ROI de 2 cm de diámetro, situadas en las posiciones de las 12, las 3, 6 y las 9 (Figura 21), y se anotan los valores medios del nº CT. La diferencia entre éstos valores y el obtenido en la ROI central debe ser inferior a ± 5HU.

El nivel de ruido se define según la ecuación:

$$Nivel\ ruido\ (\%) = \frac{SD \cdot 100}{1000}$$

La tolerancia para el nivel de ruido viene dado por las especificaciones del fabricante, pero siempre menor que 0,5% (según el PECCR, pero como es totalmente dependiente de los parámetros utilizados en la adquisición de las imágenes, ese valor debería aparecer referido a valores de kV y sobre todo de mAs).

Para asegurarse de que el valor del ruido es representativo, se calculará como valor medio de 10 cortes.

En equipos multicorte debe compararse el ruido de las diferentes imágenes adquiridas en una sola rotación axial. Si hay diferencias, éstas podrían indicar mal alineamiento entre foco/colimador/sistema de detectores o diferencia en la sensibilidad de las hileras paralelas de detectores.

El ruido es función de la dosis, el espesor de corte y los protocolos de exploración. Cuando se hace el control de calidad rutinario se debe comparar el ruido de la imagen con los valores dados por el fabricante para los mismos parámetros de exploración.

Este procedimiento se realiza para todas las tensiones disponibles en el equipo.

La detección de posibles *artefactos* puede realizarse a partir de imágenes de maniquíes uniformes con alguna inserción de atenuación elevada (metálica, por ejemplo).

Procedimiento de verificación de la linealidad de número CT y escala de contraste

La linealidad de los números CT se evalúa utilizando un maniquí con inserciones de diferentes materiales de coeficientes de atenuación o densidad electrónica conocida (Figura 22). Se realiza un corte con los parámetros de exposición que determina el fabricante y se generan regiones de interés

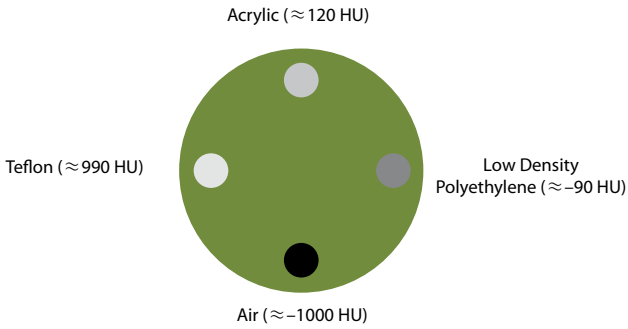


Figura 22

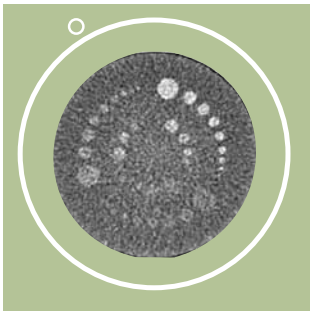


Figura 23

(ROI) en el interior de las diferentes imágenes de los insertos y se anota el valor de la media.

La *escala de contraste* (*CS*) es la inversa de la pendiente de la recta que ajusta los valores de nº CT de cada uno de los materiales a los coeficientes de atenuación respectivos. Los coeficientes de atenuación dependen de la energía, por lo cual para determinar la escala de contraste habría que conocer inicialmente la energía efectiva del haz de radiación. En la práctica se determina a partir de los valores de número CT y coeficientes de atenuación de PMMA y agua, ya que entre 60 y 80 keV la diferencia entre los coeficientes de atenuación de ambas sustancias se mantiene prácticamente constante. Así pues la escala de contraste se calcula según la ecuación:

$$CS = \frac{\mu_{PMMA} - \mu_w}{CT_{PMMA} - CT_w}$$

Procedimiento de evaluación de la resolución a bajo contraste

La resolución a bajo contraste se define como el objeto más pequeño que es visible a un contraste dado, para una dosis dada. En las pruebas de aceptación, la adquisición de imágenes y la medida de dosis se realizará en forma similar a la referida por el fabricante en las especificaciones técnicas.

Se utilizan maniquíes con insertos de bajo contraste, como el "Catphan" de la figura 23 o la sección de bajo contraste del maniquí "RMI Economy Phantom".

Para reducir en lo posible la subjetividad inherente al proceso, se adquieren 20 imágenes que serán evaluadas por al menos tres observadores, en condiciones de visualización óptimas, y se obtendrá el valor promedio. Algunos maniquíes más completos permiten un análisis de curvas contraste-detalle.

Procedimiento de evaluación de la resolución espacial a alto contraste

Esta magnitud puede medirse mediante dos tipos de técnica: evaluando la función de transferencia de modulación (MTF) o realizando un análisis objetivo o visual de imágenes de un maniquí de barras (Figura 24).

La resolución espacial se define como la frecuencia espacial (pl/cm) a la que la MTF cae al 50%, 10% o 2%. Si la evaluación se hace a partir de patrones de barras, el último grupo de pares de líneas que se puede distinguir suele corresponder al 2% de la MTF.

La evaluación de este parámetro es muy dependiente del maniquí y del software de que se dispone. En algunos equipos de TC se realiza tomando una imagen de un maniquí de hilo y calculando la MTF. Las tolerancias, en términos de pl/cm para diferentes % MTF, son las establecidas por el fabricante y figuran en el protocolo correspondiente a estos equipos. En equipos que no dispongan de maniquí o software para el cálculo de la MTF, se puede aplicar el procedimiento de determinación de la MTF a partir de la SD de una ROI inscrita (Figura 25) en la imagen del patrón de barras (Droege RT, 1982). La MTF a las diferentes frecuencias espaciales presentes en el maniquí de barras puede calcularse según la ecuación:

$$MTF(f) = \frac{\pi \cdot \sqrt{2}}{4} \cdot \frac{M(f)}{M_0}$$

M(*f*) es el valor de la desviación típica de una ROI ajustada al máximo tamaño posible dentro de la imagen del barras. Se obtiene corrigiendo por el ruido el valor M' obtenido directamente, según la ecuación:

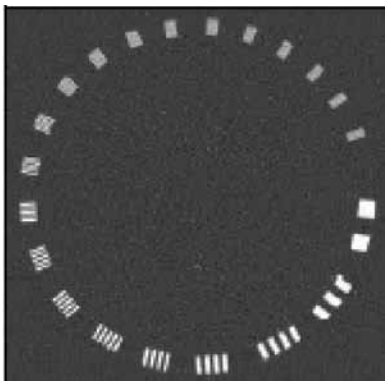


Figura 24

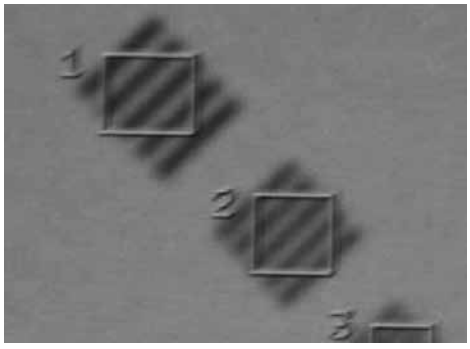


Figura 25

$$M = \sqrt{M^{'2} - N^2}$$

A su vez, el ruido *N* se obtiene midiendo la desviación típica de una ROI de material homogéneo. Puesto que el patrón de barras está constituido por agua y PMMA, se determina el valor de *N* según la ecuación:

$$N^2 = (N_{PMMA}^2 + N_{agua}^2)/2$$

M_0 se obtiene a partir de los valores de CT del PMMA y el agua:

$$M_0 = \frac{|CT_{PMMA} - CT_{agua}|}{2}$$

7. Sistemas de registro, visualización y almacenamiento de imagen

7.1. Sistemas convencionales de registro, visualización y almacenamiento en equipos de grafía

7.1.1. Negatoscopios

a) *Inspección visual.*

b) *Brillo.*

c) *Uniformidad del brillo.*

Procedimiento de inspección visual

Se realizará un inventario de los negatoscopios existentes en el centro, o en el servicio de radiodiagnóstico, asignando un código a cada uno, con el cual se etiquetarán, y un esquema de su localización en las diferentes dependencias, para facilitar así su identificación.

Se valorará, mediante simple apreciación visual la limpieza de los mismos, homogeneidad de color, fluorescentes defectuosos, vibraciones, etc.

Procedimiento de verificación del nivel y uniformidad del brillo

Se mide la iluminación en cinco puntos del negatoscopio, cuatro de ellos situados a 8 cm de los dos bordes adyacentes y el quinto en la posición central (Figura 26).

El brillo se asocia con el valor medido en el punto M.

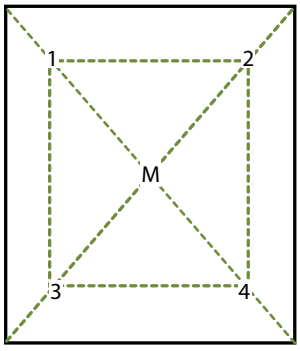


Figura 26

La uniformidad dentro de un negatoscopio se evalúa a partir de g, que es el cociente entre la iluminación Li del punto de medida y la iluminación en el punto central M.

También se evalúa la homogeneidad entre negatoscopios de una misma bancada, comparando los valores de la posición central.

Los niveles de referencia aceptables en nuestro país son los siguientes:

- Brillo: 1700 cd/m^2.
- Homogeneidad en el negatoscopio: g igual o mayor que 70%.
- Homogeneidad entre negatoscopios: desviación menor que $\pm$15%.

Se mide también el nivel de iluminación en la sala de lecturas, a un metro de los negatoscopios, estando éstos apagados. Dicha iluminación no debe ser superior a 50 lux.

Para la realización de estas pruebas, que deberán hacerse con periodicidad anual, se necesita un luxómetro, preferiblemente calibrado en cd/m^2, y una placa radiográfica ennegrecida, de 35 cm x 43 cm, a la que se habrán practicado cinco agujeros en las posiciones correspondientes a los puntos de medida.

7.1.2. Cuartos oscuros y almacenes de películas

Verificaciones y procedimientos asociados.

a) *Niveles de radiación*:

Si la dependencia es colindante con una sala de rayos X, el nivel de radiación en el mismo será < 20 μGy/semana.

b) *Humedad ambiental.*

La humedad relativa deberá estar entre el 40 y el 60%.

c) *Temperatura.*

Deberá estar en torno a los 20°-25 ºC.

d) *Posición de almacenamiento de las películas.*

Deberá ser vertical.

e) *Estanqueidad a la luz blanca.*

Tras permanecer en el cuarto durante unos 5 minutos, para acomodar la vista a la oscuridad, se revisarán las diferentes aberturas de la sala en busca de entradas de luz. Las dependencias adyacentes deberán estar iluminadas.

f) *Efectividad de las luces de seguridad y los filtros.*

Se expone durante 1 minuto a las luces de seguridad una película impresionada con el sensitómetro, con la mitad de la tira sensitométrica tapada longitudinalmente, a 1 metro de distancia de las luces. El aumento de la densidad óptica en cualquiera de los escalones expuestos no deberá ser superior a 0,05. Se verificará que la potencia de las luces de seguridad es inferior a 15 W.

No es recomendable guardar líquidos de revelado en la misma dependencia que las películas, ya que contienen un radisótopo (^{40}K), que produce un aumento de velo en la película. En el caso de que sea preciso guardarlos juntos, la distancias entre líquidos y películas deberá ser superior a 4 metros.

El equipamiento necesario para la realización de estas comprobaciones, que se realizarán con periodicidad anual, es: higrómetro, termómetro, sensitómetro, densitómetro y detector de radiación ambiental.

7.1.3. Cartulinas y chasis

a) *Inspección visual, identificación y limpieza.*

b) *Fugas de luz en el chasis.*

c) *Constancia y reproducibilidad de la velocidad relativa de la combinación cartulina-película.*

d) *Contacto cartulina-película.*

Estas verificaciones se realizarán con periodicidad anual.

Procedimiento de identificación y limpieza

Se realizará un inventario de todos los chasis existentes, identificándolos mediante un código tanto en el exterior de los mismos como en las cartulinas de refuerzo, de manera que en la película revelada pueda verse en qué chasis ha sido expuesta. Se verificará la limpieza exterior de los chasis y el estado de los mismos.

Procedimiento de verificación de la existencia de fugas de luz

Se comprueba la existencia de fugas de luz en el chasis dejándolo cargado durante varias horas, en ambiente iluminado. Al revelar la película podrá detectarse la existencia de fugas a partir de las zonas ennegrecidas.

Procedimiento de verificación de la constancia y reproducibilidad de la velocidad relativa de la combinación película-pantalla

Se comprueba que la velocidad de las pantallas se mantiene dentro de un rango aceptable por el siguiente procedimiento:

Se reserva un chasis nuevo para cada una de las velocidades de pantalla disponibles en el servicio de radiodiagnóstico. La velocidad de sus pantallas será la que se tome como referencia.

Se toman tres chasis y el de referencia, todos ellos cargados con el mismo tipo de película, se colocan sobre la mesa del equipo de RX a una distancia foco película mínima de 1 m, se coloca un filtro de 2 mm Cu a la salida del colimador para simular la radiación proveniente del paciente y se hace un disparo radiográfico a 80 kV y los mAs necesarios para que el valor de la densidad óptica de la película dentro del chasis de referencia sea del orden de 1,5. Se admite una desviación inferior al 20% en densidad entre las películas de los otros chasis y la de referencia, así como en la evolución temporal de cada chasis.

Procedimiento de verificación del contacto cartulina-película

Se comprueba el correcto contacto película-pantalla mediante la utilización de una rejilla de cobre. Con el chasis cargado sobre la mesa y la rejilla sobre él, se realiza un disparo radiográfico con una técnica de 50 kV y unos 2 mAs a 1 m de distancia foco-película. Una vez revelada, se observa la placa en un negatoscopio, en busca de zonas donde la imagen de la rejilla se vea difusa.

7.1.4. Procesadoras

Procedimiento de realización de la sensitometría

El control de la procesadora automática se basa, fundamentalmente, en el control de las condiciones de revelado, cuyo seguimiento diario se realiza a través de la medida de las densidades ópticas de una película impresionada mediante sensitómetro (Figura 27).

Para ello reservaremos una caja de películas que usaremos como control, y estando la reveladora en perfectas condiciones de funcionamiento (temperatura, pH de los líquidos y tasa de regeneración según lo especificado por el fabricante), se realizarán una serie de tiras sensitométricas, a partir de las cuales se establecerá la curva sensitométrica de la película. En dicha curva se seleccionarán tres valores, que se controlarán diariamente, y que son:

- Base + velo (B+v): DO correspondiente al primer escalón.
- Índice de velocidad (IV): DO del escalón cuya densidad óptica es igual a 1+(B+v).

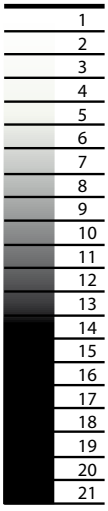


Figura 27

- Índice de contraste (IC): diferencia de DO entre los escalones cuya densidad es 2 + (B+v) y 1+ (B+V).

Tras el procesado, se mide la temperatura del revelador y se toma como temperatura de referencia.

Diariamente se revelará una película impresionada con el sensitómetro y se medirán los valores correspondientes a Base + velo, índice de velocidad e índice de contraste, tomando también la temperatura del revelador. Estos valores se representarán día a día en una gráfica. Cuando la desviación de alguno de ellos es superior a ±0,15 DO se toman medidas correctoras. Se recomienda que el valor B+V sea igual o menor que 0,3 DO.

En las películas se observará asimismo la existencia de artefactos debidos a la procesadora (rayas de los rodillos, electricidad estática, etc.).

En la tabla siguiente se muestran las causas posibles de las desviaciones que pueden darse en los índices de velocidad, de contraste y en la base +velo.

Base + Velo	I. Velocidad	I. Contraste	Causa Posible
Disminuye	Disminuye	Disminuye	Temperatura revelador baja. Tiempo revelado bajo. Revelador agotado. Regeneración de revelador insuficiente. Preparación de revelador inadecuada.
Normal	Disminuye	Disminuye	Revelador muy diluido. Regeneración de revelador insuficiente.
Aumenta	Disminuye	Disminuye	Solución de arranque insuficiente. Regeneración de revelador elevada. Oxidación completa del revelador.
Aumenta	Normal	Disminuye	Presencia de fijador en el revelador. Regeneración de fijador insuficiente.
Aumenta	Aumenta	Disminuye	Preparación de revelador inadecuada. Presencia de fijador en el revelador.
Aumenta	Aumenta	Aumenta	Temperatura de revelador alta. Tiempo de revelado alto. Preparación de revelador inadecuada.

Cuando las películas salen blanquecinas es porque no hay regeneración, o por otras causas como el lavado, y cuando salen verdosas y húmedas (pegajosas) es porque el fijador está contaminado.

7.1.5. Sistemas convencionales de registro y visualización en equipos de mamografía

El control de estos sistemas en mamografía se realiza de forma similar a la radiología convencional, pero con diferentes tolerancias que se expresan en el cuadro:

	Convencional	Mamografía
Negatoscopios		
Brillo	~ 1700 cd/m^2	~2000-6000 cd/m^2
Uniformidad	Depende del tamaño pero puede llegar al 30% < ± 15% para negatoscopios de un mismo banco	< ± 30% para el mismo negatoscopio < ± 15% para negatoscopios de un mismo banco
Iluminación ambiental	≤50 lux	≤50 lux
Cartulinas/chasis		
Contacto cartulina-película	Se descartan chasis defectuosos	No se admiten áreas de contacto defectuoso en las partes más relevantes
Sensitometría		
B+V	< 0,30	< 0,25
Tolerancia I Velocidad.	± 0,15	± 0,15
Tolerancia I Contraste	± 0,15	± 0,15
Gradiente medio		> 2,8

7.2. Monitores de visualización

Los monitores de visualización deberán colocarse en ubicaciones donde las condiciones de trabajo sean óptimas, de manera que se minimice la reflexión especular de fuentes de luz, que no se hallen en la proximidad de campos magnéticos intensos, y a una altura tal que el centro del monitor quede ligeramente por debajo del nivel del ojo, con el fin de evitar tensiones en cuello y espalda.

El control de calidad de los monitores debe realizarse siempre respetando las condiciones geométricas y ambientales de los controles anteriores o pruebas de aceptación. Es muy importante, pues, que quede bien documentada la iluminación ambiental, la distancia de visualización, personal que valora las imágenes, etc.

Antes de realizar los controles de calidad hay que asegurarse de que el monitor ha estado encendido durante unos 30 minutos como mínimo, así como de que la pantalla está limpia de polvo y huellas.

Hay dos magnitudes fotométricas que se emplearán para caracterizar los monitores de visualización (AAPM, 2005):

Luminancia: describe la tasa a la que la luz visible es emitida desde una superficie. Se refiere a la energía de luz visible emitida en un ángulo sólido por segundo y por unidad de área de la superficie. Desde un punto de vista psicológico, la luminancia indica el "brillo" que percibe el ojo. La unidad en el SI es la cd/m^2.

Iluminancia: es la tasa a la que la luz visible incide sobre una superficie por unidad de área. Se usa para describir la cantidad de luz ambiente que choca con la superficie de un monitor. La unidad en el SI para la iluminancia es el lux. Una iluminancia de 1 lux incidiendo sobre una superficie perfectamente reflectante produciría una luminancia de $1/\pi$ cd/m^2.

Las pruebas esenciales para el control de calidad de los monitores son:

- *Iluminación ambiental.*
- *Luminancia de monitor*:
  - *representación de la curva característica del monitor*
  - *ajuste del contraste y del brillo*
  - *niveles extremos de brillo*
  - *uniformidad espacial del brillo*
  - *reproducibilidad temporal del brillo*
- *Resolución espacial de alto y bajo contraste.*
- *Tamaño de la imagen y distorsión.*

Para la realización de estas pruebas pueden utilizarse objetos de ensayo como el SMPTE (Figura 27) o los del "Task Group 18 de la AAPM", que pueden descargarse de la página:

http://deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18

Procedimiento para la evaluación de la iluminación ambiental

Los artefactos y la pérdida de calidad de imagen asociados a las reflexiones sobre la superficie del monitor dependen del nivel de iluminación ambiental. Hay que evaluar las características reflectantes de una pantalla para que se pueda establecer un valor máximo de luz ambiental que no deberá ser superado si no se quiere comprometer la respuesta en luminancia y el umbral de contraste.

La *iluminación ambiental* se mide de forma relativa con respecto al brillo producido por el monitor cuando éste representa una imagen completamente blanca. La iluminación ambiental se expresa:

$$f = \frac{L_{Blanco}}{L_{Ambiental}}$$

donde $L_{Ambiental}$ es la iluminación ambiental con el monitor apagado y medida en lux en la posición del observador y L_{Blanco} es la misma medida pero con el

monitor encendido. Los valores de *f* son 40 para monitores de visualización y 100 para monitores de diagnóstico.

Procedimiento para la evaluación de la respuesta en luminancia del monitor

La luminancia del monitor debe estar adaptada a las características del ojo humano, de manera que a iguales cambios en valor de píxel correspondan iguales cambios en brillo.

Representación de la curva característica

La curva característica del monitor da la relación entre el brillo y el porcentaje de la escala de grises. Se relacionan de la siguiente forma:

$B \sim G\gamma$

La representación de esta función en escala logarítmica será una recta de pendiente *c*. La *c* de un monitor es el coeficiente que relaciona el nivel de gris con el brillo. La *c* se calcula midiendo con un fotómetro el valor del brillo para diferentes niveles de gris. Se realiza sobre una imagen de prueba que contenga una escala de grises de entre 16 y 32 niveles, con los parches de un tamaño no inferior al 1/16 del tamaño de la imagen. Inicialmente su valor debe ser ser mayor que 2,2. Cuando, por envejecimiento, el brillo del monitor va disminuyendo, puede ser que el fabricante deba ajustar el valor de la *c* para seguir manteniendo una calidad de imagen adecuada.

El ajuste del contraste y del brillo consiste en la visualización de dos parches del 5% y del 95% colocados sobre fondos del 0% y del 100%. El ajuste del contraste y del brillo se puede realizar con la imagen SMPTE (Figura 28). Aunque solo se exige la visualización de los parches en el extremo de la escala, se puede garantizar que el contraste es bueno en toda ella, debido a su dependencia lineal.

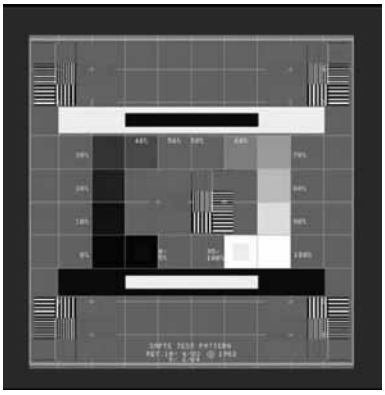


Figura 28

Los *niveles extremos de brillo* se miden en imágenes que contengan dos áreas, una blanca (100%) y otra negra (0%), con una superficie entre 10-25% del tamaño de la imagen. Las imágenes empleadas para la evaluación de los niveles extremos de brillo (Figura 29) son la designadas por el "TG18" como "TG18-LN{8,12}-nn".

El *máximo brillo* del monitor debe estar entre 100-600 cd/m^2, aunque algunos monitores llegan a 1000 cd/m^2. El valor mínimo suele venir limitado por la luz ambiental y la dispersión en la pantalla (velo luminoso). Su valor se obtiene midiendo el valor del brillo en el cuadrado del 100% en el objeto de ensayo. Un nivel excesivo de brillo afecta negativamente a la resolución espacial y disminuye la vida del monitor.

El brillo del monitor debe ser estable tanto espacialmente (*uniformidad*) como temporalmente (*reproducibilidad temporal del brillo*). En los monitores de diagnóstico la uniformidad del brillo debe ser mayor que el 70% y en los monitores de visualización debe ser mayor que el 65%. Las imágenes de prueba empleadas para la uniformidad del brillo (Figura 30) son las "TG18-UNL10" y "TG18-UNL80".

Procedimiento para la evaluación de la calidad de imagen

La resolución espacial a alto y bajo contraste se evalúa en la imagen SMPTE, que contiene en las cuatro esquinas y en el centro patrones de barras de alto y bajo contraste. Se anotan los grupos de barras que se ven.

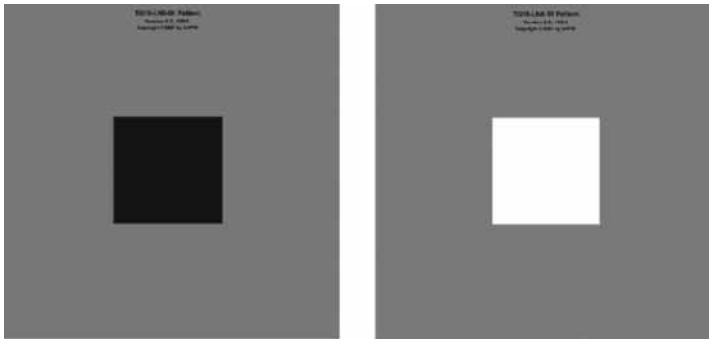


Figura 29

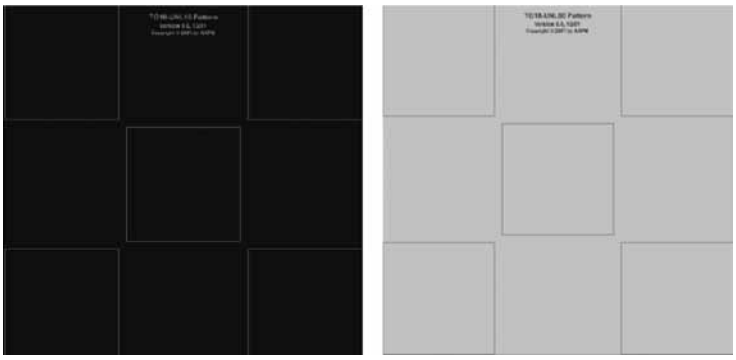


Figura 30

Procedimiento para evaluación del tamaño de la imagen y la distorsión

Se evalúan con la imagen SMPTE mediante inspección visual para comprobar la ausencia de distorsiones y midiendo tamaños de diagonales de cuadrados para cuantificar la distorsión. Las tolerancias son:

- *Desviación en tamaño igual o menor que el 5% del tamaño especificado por el fabricante.*
- *Distorsión integral igual o menor que ± 5%.*

7.3. Sistemas digitales de registro

7.3.1. Radiografía computarizada

a) *Inspección visual, identificación y limpieza de fósforos y chasis.*

b) *Artefactos sin exposición de los fósforos.*

c) *Hermeticidad de los chasis.*

Del mismo modo que con los chasis convencionales, deberíamos disponer de un sistema de etiquetado de chasis que incluya la identificación del fósforo que lleva. Mediante *inspección visual* se debe valorar la limpieza, *hermeticidad* y estado de los chasis y fósforos. La hermeticidad se comprueba sometiendo un chasis con una imagen latente a una iluminación intensa; al procesarlo, la iluminación no debe haber afectado a la imagen latente.

Un fósforo procesado sin exposición debe estar libre de *artefactos*. Para comprobarlo, se borra un fósforo en el lector CR y se procede después a su lectura. Pueden aparecer bandas relacionadas con la diferente eficiencia de detección

a lo largo del fósforo y que el propio sistema se encarga de compensar. Si este es el origen de las bandas entonces deben visualizarse con todos los fósforos.

También es conveniente comprobar la *"Efectividad del ciclo de borrado de los fósforos"*. Para ello se expone un chasis parcialmente cubierto con una lámina de plomo y se somete a un ciclo de lectura. A continuación vuelve a leerse y se comprueba que en la segunda imagen no se observe rastro visible de la imagen anterior.

Por otra parte, es importante evaluar el *"Desvanecimiento de la imagen latente"*, ya que puede transcurrir cierto tiempo entre el momento de la exposición y la lectura del CR, sobre todo en radiografía con equipos portátiles. Para comprobarlo, se realizan dos exposiciones iguales sobre el mismo chasis. La primera vez se dejan transcurrir 2 minutos entre exposición y lectura, y la segunda vez se dejan 10 minutos entre exposición y lectura. No debería haber pérdidas en valores del píxel ni aumento de ruido.

7.3.2. Radiografía directa

a) *Remanencia de la imagen previa.*

Para comprobar la existencia de una imagen de *remanencia* se obtiene una imagen de un escalón, tapando la mitad del detector con una lámina de plomo, y seguidamente una imagen de un maniquí de imagen. Se observa la segunda imagen para detectar la remanencia de la primera. No deben visualizarse imágenes de remanencia.

7.3.3. Radiografía computarizada y directa

Las pruebas que se citan a continuación son comunes a los dos sistemas de registro:

a) *Uniformidad de la imagen.*

b) *Linealidad del sistema, sensibilidad o respuesta sensitométrica.*

c) *Ruido.*

d) *Umbral de sensibilidad contraste-tamaño de detalle.*

e) *Límite de resolución a alto contraste.*

Procedimiento para la evaluación de la uniformidad

Debe comprobarse que la respuesta de un fósforo es homogénea en toda su superficie y consistente con la de *todos los fósforos* de la instalación.

Para ello, se expone el detector de manera uniforme a un haz de radiación de 80 kV, desde una distancia de 180 cm, de manera que le llegue una

dosis de unos 10 μGy. Si la evaluación se hace sobre placa, entonces se mide la DO en la zona central y en el centro de los cuatro cuadrantes, y la desviación respecto al valor medio debe ser igual o menor que ± 5% para un mismo fósforo. Entre fósforos la desviación debe ser igual o menor que ± 10%.

Si la evaluación se hace sobre el monitor de imagen, entonces debemos disponer de la imagen bruta y medir el valor medio del pixel en las regiones de interés.

Procedimiento para la evaluación de la linealidad del sistema

Se trata de comprobar la relación lineal entre la exposición y el valor de píxel en todo el rango dinámico del detector, o al menos en tres órdenes de magnitud. Para ello se irradia el detector con valores crecientes de mAs (1, 10, 100 mAs). Se mide la dosis (D) a la entrada del receptor de imagen y se representa el valor del píxel (VP) frente a ésta. La relación entre las dos magnitudes depende del tipo y marca del detector. Los CR suelen presentar una relación lineal del VP con log(D), pero en los sistemas DR, en unas marcas la relación es como la anterior y en otros es lineal. En el caso de los CR, se debe obtener una recta con un coeficiente de regresión mayor que 0,95 (KCARE, 2005).

Procedimiento para la evaluación del ruido del sistema

El ruido de una imagen depende de la dosis y del procesado. Lo que se denomina *ruido oscuro* (dark noise) del sistema, es el que corresponde a situaciones en que no se ha irradiado el detector. Se realiza un borrado primario de un chasis y se procesa con los parámetros que especifique el fabricante. Se obtiene así una imagen del ruido, en la que no deben visualizarse artefactos. El VMP y la DTP deberán ser inferiores a los valores indicados por el fabricante.

Procedimiento para la evaluación del umbral de sensibilidad contraste-tamaño detalle

Como su nombre indica, esta prueba sirve para relacionar la visibilidad de objetos de un contraste determinado con su tamaño. Se puede usar cualquier maniquí que contenga objetos de distinto tamaño y contraste (Test de Leeds, CDRAD) pero se recomienda usar procedimientos automáticos para evaluar estas imágenes de forma que se elimine la subjetividad propia de estas pruebas. La evaluación se hace exponiendo el maniquí con láminas de Cu y tensiones del orden de 70 kV. Los resultados sirven para establecer una curva de referencia y comparar en posteriores controles (Figura 31).

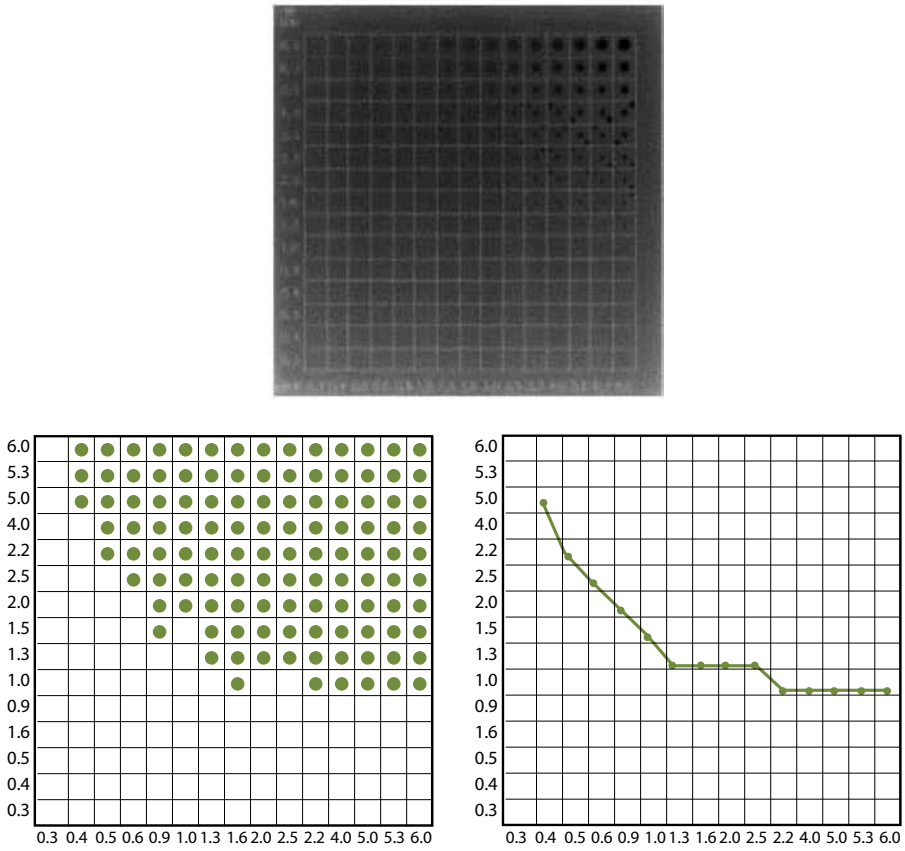


Figura 31

Procedimiento para la evaluación del límite de resolución de alto contraste

El *límite de resolución* viene determinado por el tamaño de pixel del detector, y en caso de los CR, puede ser distinto para cada tamaño de chasis. La evaluación de la resolución espacial se hace con patrones de barras de distintas frecuencias. Hay que tener en cuenta la resolución de los sistemas de visualización de las imágenes (placa o monitor) por si su resolución es peor que la del detector. En los monitores, puede aplicarse el zum para eliminar esa limitación. El valor límite de la resolución lo marca el tamaño de píxel.

7.4. Sistemas digitales de registro en mamografía

Según el PECCR, revisión de 2011, deben controlarse los siguientes parámetros esenciales:

a) Respuesta del detector.
b) Ruido del sistema.
c) Pérdida de imagen en la pared del tórax.
d) Diferencia de sensibilidad entre placas (CR).
e) Linealidad espacial (CR).
f) Uniformidad de la imagen.
g) Constancia de la uniformidad de la imagen.
h) Artefactos (CR).
i) Artefactos (DR).
j) Desvanecimiento de la imagen latente (CR).
k) Umbral de contraste.
l) Constancia en la calidad de imagen.
m) Distorsión geométrica.
n) Remanencia de la imagen.

Procedimiento para la determinación de la respuesta del detector

En las pruebas iniciales realizadas al equipo, se buscará la relación entre el valor del kerma en aire a la entrada del detector (EDAK), tras atravesar el maniquí patrón, y el VMP en la imágenes brutas obtenidas, para diferentes exposiciones en un rango desde 1/10 y 5 veces los mAs habituales para una mama equivalente al maniquí patrón. La curva obtenida debe compararse con la proporcionada por el fabricante.

La relación entre VMP y kerma en aire depende del sistema de imagen: en la mayoría de los DR la relación es lineal, pero en los CR (y algunos DR) el VMP es proporcional al logaritmo del kerma en aire. En ambos casos, los valores se ajustan a una recta y se calcula el coeficiente de determinación R^2, que deberá ser superior a 0,99. En el caso de los DR, el valor de la ordenada en el origen es el denominado valor de "offset".

En las pruebas anuales, con la misma geometría que en las iniciales, realizar un disparo con un valor de mAs que proporcione un kerma en el detector conocido, correspondiente aproximadamente al que proporcionaría el CAE con una mama equivalente al maniquí patrón. Medir el VMP de la imagen y comprobar que no se desvía más de un 20% del que se obtendría para ese kerma aplicando la ecuación de respuesta del sistema.

Procedimiento para la determinación del ruido

La componente fundamental del ruido del detector debe ser la debida al ruido cuántico. Por ello, la DTP de una ROI dada debe ser proporcional a la raíz cuadrada del kerma que llega al detector. Es decir:

$DTP = a(EDAK)^b$ siendo b igual a 0,5

Esta ecuación sólo se cumple para los sistemas lineales, por lo cual en los sistemas que se rigen por la ecuación:

$$VMP = a\ln(EDAK) + b$$

hay que linealizar los valores de *VMP* y *DTP*, aplicando las ecuaciones:

$$VMP' = \exp\left(\frac{VMP - b}{a}\right)$$

$$DTP' = \frac{DTP}{a}\exp\left(\frac{VMP - b}{a}\right)$$

A partir de las imágenes obtenidas en la prueba inicial *Respuesta del detector* (linealizando cuando sea preciso), se representan los valores de la DTP frente al $EDAK$ y se ajustan a una función tipo $y = ax^b$, donde b deberá ser próximo a 0,5.

En las pruebas anuales, la desviación de la DTP (o DTP') respecto de los valores iniciales deberá ser inferior al 10%, para cualquier valor del $EDAK$.

Procedimiento de evaluación de la pérdida de imagen en la pared del tórax

Puede realizarse de forma similar a lo indicado para sistemas película-pantalla.

Procedimiento de evaluación de la linealidad espacial (CR)

Se trata de comprobar la linealidad del láser del lector CR, para que no se generen artefactos que puedan dificultar la detección de estructuras de interés diagnóstico. Para ello se coloca sobre el chasis un objeto de bordes rectos, perpendicular a la dirección de barrido del láser (regla metálica o rejilla de contacto cartulina-película). Se obtiene una imagen con la técnica 28 kV, Mo-Mo y alrededor de 30 mAs. Se analiza en la imagen el borde del objeto utilizado, que deberá ser recto, sin variaciones en el nivel de gris.

Procedimiento de evaluación de la uniformidad de la imagen

Los sistemas digitales directos (DR) suelen tener compensada la inhomogeneidad del haz de rayos X (efecto anódico). Para evaluar la uniformidad, se

adquiere una imagen del maniquí patrón utilizando condiciones clínicas. Se visualiza la imagen sin procesar (raw data) con una ventana de ± 10% del VMP, en busca de artefactos o cambios de estructura en el ruido.

Se dibujan 5 ROI de 4 cm^2, una en el centro de la imagen y las otras 4 en las esquinas de la imagen, descontando una franja de 2 cm en los bordes laterales y el posterior de la misma.

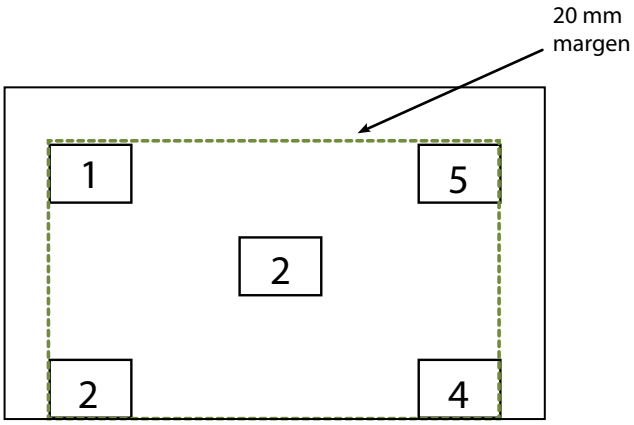


Figura 32

Se mide el VMP de la imagen completa (excluido el borde de 20 mm) y se calcula el valor medio de la RSR de todas las ROI. Se compara el VMP y la RSR de cada ROI con el VMP de la imagen completa y la RSR media respectivamente. La desviación del VMP será inferior a ± 15% y la de la RSR igual o inferior a ± 20%.

Alternativamente, existe un programa llamado "Flatfield Test", que se puede descargar en la dirección www.euref.org, o también el "plugin" de ImageJ "Check Uniformity3".

Los sistemas CR van a registrar una imagen afectada por el efecto anódico, por lo que carece de sentido exigirle uniformidad a lo largo del eje ánodo-cátodo. En este caso, se situarán 3 ROI de 10 mm x 10 mm, a 10 cm de distancia entre sus centros, paralelas a pared costal, a 6 cm de la misma.

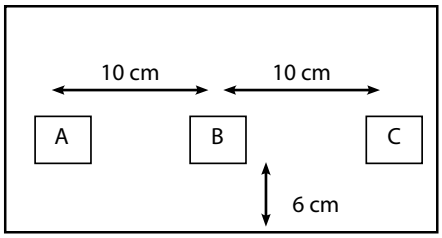


Figura 33

La máxima desviación del VMP entre las 3 ROI será será igual o inferior a ±15% y la de la RSR será igual o inferior a ±20%.

Procedimiento de evaluación de la constancia de la uniformidad de la imagen

Este procedimiento se realizará con periodicidad semanal.

Sobre la imagen del maniquí de 45 mm de $PMMA$ obtenido en la prueba semanal del CAE, realizar los análisis planteados en la prueba anterior, en función de que se trate de sistema DR o CR.

Procedimiento de comprobación de la presencia de artefactos (CR)

Este procedimiento se realizará con periodicidad semanal.

Si en las imágenes obtenidas en el procedimiento anterior se observan artefactos, se limpiarán con cuidado los fósforos, según indicaciones del fabricante. Si tras la limpieza persisten los artefactos y se comprueba que el lector está limpio, hay que retirar los fósforos afectados.

Para descartar que los artefactos en la imagen puedan deberse al monitor o a la impresora, se puede desplazar o rotar la imagen.

Procedimiento de comprobación de la presencia de artefactos (DR)

Este procedimiento se realizará con periodicidad semanal.

Los artefactos en DR pueden ocasionarse por la existencia de elementos del detector (***del***) "muertos" o con defectos sin corregir. Los *del* muertos pueden observarse en la imagen de la rejilla de contacto obtenida utilizando el CAE. Se buscan los grupos de *del*, filas o columnas, sin respuesta. Los ***del*** defectuosos pueden observarse en las imágenes de homogeneidad. Se buscan los píxeles cuyo VMP difiere en más de un 20% en cada ROI y se comparan con el mapa de píxeles suministrado por el fabricante.

Procedimiento de evaluación del desvanecimiento de la imagen latente (CR)

Se obtienen cinco imágenes del maniquí patrón en condiciones clínicas, utilizando un mismo fósforo. Se aumenta progresivamente el tiempo entre irradiación y lectura: 1 minuto, 2 minutos, 5 minutos, 10 minutos y 30 minutos. Se mide el VMP de la ROI estándar centrada en el punto de referencia y representar los valores en función del tiempo transcurrido.

Procedimiento de determinación del umbral de contraste

Se utiliza el maniquí CDMAM con 4 placas de 1cm de PMMA, lo cual equivale a una mama de unos 6 cm de espesor. Este maniquí está compuesto de discos de oro de diámetros entre 0,1 mm y 2 mm y espesores de entre 0,03 μm y 2 μm (Figura 34). Se obtienen las imágenes utilizando el CAE, y también en condiciones de referencia, para poder comparar con otros equipos. Se adquieren 4 imágenes, si la evalúan observadores y 8 si la evalúa un programa informático. Se utilizan imágenes sin procesar (raw data) o mínimamente procesadas. Las condiciones de iluminación serán las habituales de los radiólogos. Se trata de evaluar el mínimo contraste perceptible para cada uno de los diámetros de los discos de oro.

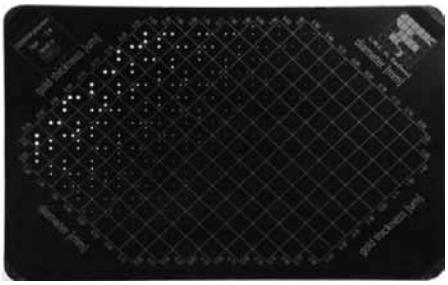


Figura 34

Las tolerancias establecidas en el PCCMD son las siguientes:

	Espesor umbral de disco de oro (μm)	
Diámetro (mm)	Aceptable	Deseable
2	< 0,069	< 0,038
1	< 0,091	< 0,056
0,5	< 0,150	< 0,103
0,25	< 0,352	< 0,244
0,1	< 1,68	< 1,10

Procedimiento de evaluación de la constancia de la calidad de la imagen

Para esta prueba, que se realiza con periodicidad semanal, se utilizan maniquíes de imagen como el TOR (MAX) o el TOR (MAM). Se obtienen 3 imágenes del maniquí en condiciones clínicas, que serán evaluadas por 2 o más observadores expertos, en las condiciones de iluminación ambiental habituales de los radiólogos.

En las pruebas iniciales se obtienen valores de referencia para cada uno de los tipos de detalle incluidos en el maniquí. En pruebas sucesivas, la desviación entre el número de detalles visualizados y el valor de referencia deberá ser menor que la reproducibilidad de dicho valor.

Procedimiento de evaluación de la distorsión geométrica

Se utiliza una rejilla de contacto cartulina-película o maniquí que disponga de líneas sobre las que medir distancias. Se adquieren imágenes en condiciones de CAE y se evalúan las imágenes en busca de posibles distorsiones. Si las hay, hay que determinar si el origen está en el detector, el monitor o la impresora.

Procedimiento de verificación de la remanencia de la imagen

Se utiliza el maniquí patrón y una lámina de aluminio de 0,2 mm de espesor. Se sitúa el maniquí de manera que cubra sólo una mitad del detector (Figura 35) y se adquiere una imagen en modo manual con la técnica utilizada en condiciones clínicas. Si se trata de un sistema CR, se lee la placa. Un minuto después se vuelve a irradiar el mismo detector, esta vez con el maniquí patrón cubriendo toda su superficie y la lámina de Al centrada sobre el mismo (Figura 36).

Sobre la imagen bruta, se miden los VMP de tres ROI estándar situadas como se indica en la figura 32, y se calcula el factor de remanencia Fr, según la ecuación:

$$Fr = \frac{VMP(3) - VMP(2)}{VMP(1) - VMP(2)}$$

El valor de Fr debe ser inferior a 0,3.

Figura 35

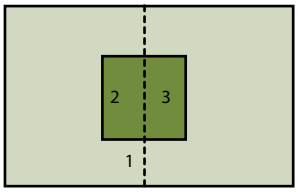


Figura 36

N.B.: Las figuras 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 21, 22 y 23 se han extraído de la publicación "CT Scanner Acceptance Testing". Information Leaflet Nº1. ImPACT, con permiso de los autores.

8. Bibliografía

[1] AAPM. (1994). "Specification, Acceptance Testing and Quality Control of Diagnostic X-ray Imaging Equipment (Proceedings of Summer School)", eds J A Seibert, G T Barnes and R G Gould, Groot PM de. pp 429-460, Report No. 20 (Woodbury, NY: American Institute of Physics).

[2] AAPM. (2002) "Quality control in Diagnostic Radiology". Report nº 74.

[3] AAPM on-line (April 2005). "Assessment of display performance for medical imaging systems".

[4] ATTIX, F.H. (1986) "Introduction to Radiologycal Physics and Radiation Dosimetry". John Wiley & Sons.

[5] DROEGE, R.T., MORIN, R.L. (1982) "A practical method to measure the MTF of CT scanners". Med Phys 9(5).

[6] HPA (1976). "The Physics of Radiodiagnosis". Report SCR-6. 2nd edition.

[7] IAEA (2006). TECDOC-1517 "Control de Calidad en Mamografía".

[8] IEC 60601 (2010). Part 2-23. Particular requirements for the Basic safety and essential performance of X-ray equipment for interventional procedures Edition 2.0.

[9] ImPACT (2001). "CT Scanner Acceptance Testing". Information Leaflet Nº1.

[10] IPEMB (1996). Report 32 Part II. 2nd edition. Image Intensifier TV Systems.

[11] KCARE. (2005). "Protocol for the QA of Computed Radiography Systems". Protocol Draft 8.0.

[12] REAL DECRETO 1976/1999, por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico. BOE de 3 de febrero de 2000.

[13] SEFM, SEPR, SERAM. (2011). "Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico".

[14] SEFM. (2008). Protocolo de control de calidad en mamografía digital.

[15] THIJSSEN M., VAN ENGENS R., YOUNG K., BOSMANS H. (2003). "European Guidelines For Quality Assurance in Mammography Screening". 2nd Ed. European Commission. Addendum on Digital mammography.

Tema 6:

Procedimientos de dosimetría para pacientes en radiodiagnóstico

Pedro Ruiz Manzano

Procedimientos de dosimetría para pacientes en radiodiagnóstico

Pedro Ruiz Manzano
Servicio de Física y P.R.
Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa". Zaragoza.
pruizm@salud.aragon.es

Introducción

La legislación española actual indica que la verificación de las dosis impartidas a los pacientes en radiodiagnóstico se realizará con una periodicidad mínima anual y se llevará a cabo por los especialistas en Radiofísica Hospitalaria. Estos especialistas también realizarán la estimación de dosis en órganos del paciente cuando sea preciso.

Es decir, por un lado, los especialistas en Radiofísica Hospitalaria deberán evaluar los indicadores de dosis en pacientes en las prácticas más frecuentes. Esta evaluación se realizará estimando las dosis impartidas para muestras de pacientes en las diferentes exploraciones. En este caso, no se trata de estimar la dosis recibida por un paciente individual sino de comparar los indicadores de dosis con los valores de referencia. De este modo, podremos detectar anomalías en el funcionamiento o utilización de los equipos de radiodiagnóstico y plantear su corrección.

Y por el otro, los especialistas en Radiofísica Hospitalaria realizarán la estimación de las dosis recibidas en órganos de pacientes individuales. Los valores de dichas dosis pasarían a formar parte de la historia clínica del paciente y podrían ser tenidas en cuenta por el médico para juzgar la relación riesgo-beneficio antes de someter al paciente a nuevos exámenes radiológicos. Normalmente, para la verificación de las dosis impartidas a los pacientes en radiodiagnóstico y para la estimación de las dosis en órganos del paciente se necesita evaluar la dosis incidente en la superficie de entrada del paciente, que definimos como la dosis absorbida en aire en la intersección del eje de haz de rayos X con la superficie del paciente y en ausencia del mismo, es decir excluyendo la retrodispersión producida por el paciente. Este dato es el que se utiliza como parámetro de entrada en diferentes

programas de Monte Carlo para la evaluación de las dosis en distintos órganos o de la dosis efectiva.

El mayor problema de la dosimetría a pacientes en radiodiagnóstico consiste en la toma de datos y en que éstos sean suficientes para la evaluación de las dosis recibidas en distintos órganos y de la dosis efectiva como mejor índice global para evaluar el riesgo radiológico. El número de datos que deben tomarse para cada paciente depende de la exactitud con la que se requieran los resultados. En algunos casos, es suficiente, con tomar valores por defecto para ciertos parámetros, tales como peso, grosor del paciente, rendimiento del tubo de rayos X, etc. La exactitud requerida depende en general del tipo de exploración y de las circunstancias particulares de cada paciente. Sin embargo es recomendable que, en cualquier caso, se pueda estimar la incertidumbre asociada a la estimación de la dosis, y esta debe estar en concordancia con los requisitos de la exploración correspondiente.

Para facilitar la labor de los radiofísicos en el ámbito del radiodiagnóstico e impulsar una armonización entre los procedimientos utilizados en este ámbito, se creó un grupo de trabajo dependiente de la Sociedad Española de Física Médica que unificase y recogiese la información disponible relacionada con los procedimientos de dosimetría a pacientes en Radiodiagnóstico para energías entre 20 y 150 keV. Como resultado del trabajo de grupo, la SEFM publicó el libro "Procedimientos recomendados para la dosimetría de rayos X de energías entre 20 y 150 keV en radiodiagnóstico. Ramírez de Arellano Editores S.L. 2005. ISBN:84-934448-0-4". El material que allí se presenta es una recopilación de la citada información e incluye normativa vigente en este ámbito (tanto europea como española) así como referencias sobre algunas aplicaciones informáticas que pueden resultar de ayuda a la hora de realizar las diferentes estimaciones de dosis a pacientes en radiodiagnóstico. El libro contiene capítulos sobre magnitudes y unidades dosimétricas, sobre procedimientos de calibración de los equipos de medida y sobre los principales procedimientos de medida y de estimación de la dosis en cada tipo de exploración con sus particularidades.

1. Conceptos generales

Jaume Molero Savall. Institut Català d'Oncologia-Hospital Germans Trías i Pujol. Badalona (Barcelona).

1.1. Necesidad de la determinación de la dosis de radiación impartida al paciente en Radiodiagnóstico

La garantía de la calidad del servicio ofrecido al paciente y a los facultativos solicitantes de la prueba diagnóstica requiere la optimización de la dosis impartida en los exámenes radiográficos. Un parámetro esencial para juzgar la calidad de un servicio de Radiodiagnóstico es la dosis impartida al paciente. Es responsabilidad de los titulares de los departamentos radiológicos ofrecer las mejores prácticas y el primer paso para juzgar su acierto es determinar la dosis impartida al paciente, criterio primordial para comparar, analizar y actuar. Es misión del especialista en Radiofísica Hospitalaria la elaboración de recomendaciones y procedimientos para obtener esta información.

La Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP), en sus recomendaciones de 1990, establece que para las exposiciones médicas debería considerarse el uso de restricciones de dosis, o niveles de investigación, seleccionados por la autoridad profesional o reguladora apropiada, para su aplicación a los procedimientos diagnósticos comunes. Estas restricciones se deberían aplicar con cierta flexibilidad, con el fin de permitir dosis más elevadas cuando así lo indique una fundada valoración clínica. La aplicación práctica de esta recomendación requiere el establecimiento de unos niveles de referencia de dosis impartida a paciente en el ámbito nacional e internacional tal como ha formulado también la Comisión Internacional de Protección Radiológica en su publicación número 73 de 1996. Frente a estos valores de referencia deberán refrendarse los valores de dosis obtenidos en cada centro de radiodiagnóstico particular.

1.2. Los niveles de referencia para diagnóstico en las exposiciones médicas

1.2.1. Directivas europeas

Las actuaciones de la Comisión Europea en el ámbito de la protección radiológica se rigen por el tratado Euratom y por las directivas adoptadas por el Consejo en aplicación del mismo. La Directiva marco es la Directiva sobre normas básicas de seguridad relativas a la protección sanitaria de los trabajadores y de la población (NBS: 80/836/EURATOM), revisada en 1996 (96/29/ERURATOM). En 1984, el Consejo adoptó otra Directiva, que complementa la anterior, relativa a la protección de las personas sometidas a exposiciones médicas (DEM: 84/466/EURATOM). Su revisión de 1997 (97/43/EURATOM), se incorporó a la legislación española con anterioridad al 13 de mayo de 2000.

La Directiva NBS 96/29/EURATOM dispone que en las exposiciones médicas no se apliquen límites de dosis, sin embargo, se deben adoptar medidas de protección radiológica a fin de prevenir dosis innecesariamente altas durante las exposiciones médicas. Una adecuada práctica excluye cualquier forma de exposición innecesaria o improductiva a la radiación. Los principales instrumentos para lograr este objetivo son la justificación de las prácticas, la optimización de los procedimientos y el uso de límites de dosis. Puesto que los límites de dosis no se aplican en las exposiciones médicas, la justificación individual (indicación clínica adecuada) y la optimización son aún más importantes que en otras prácticas que utilizan radiaciones ionizantes. Por optimización se entiende el hecho de mantener la dosis tan baja como sea razonablemente posible, teniendo en cuenta factores económicos y sociales (ICRP 60). En las exposiciones médicas de diagnóstico, se interpreta que se cumple este objetivo administrando la dosis más baja posible que permita obtener la calidad de imagen requerida y la información diagnóstica deseada.

1.2.2. Los niveles de referencia para diagnóstico

Los niveles de referencia para diagnóstico (NRD) contribuyen a la optimización de la protección de los pacientes procurando evitar que sean expuestos a dosis innecesariamente altas. El establecimiento de NRD incluye la dosimetría del paciente en el marco de un programa regular de garantía de calidad.

De acuerdo con las recomendaciones de la ICRP 73, se entiende por nivel de referencia para diagnóstico un nivel establecido para exámenes tipo de grupos de pacientes de talla estándar o maniquíes patrón. Se recomienda firmemente revisar el procedimiento y el equipo utilizados cuando se supere sistemáticamente dicho nivel en los procedimientos tipo y, en caso necesario, adoptar las medidas correctoras (párrafo 100). Los NRD complementan el juicio profesional y no representan una línea divisoria entre prácticas médicas aceptables e inaceptables (párrafo 101).

La Directiva DEM incorpora estas recomendaciones, definiendo los NRD en los siguientes términos:

"Niveles de referencia para diagnóstico: niveles de dosis en las prácticas de radiodiagnóstico médico y niveles de actividad en el caso de radiofármacos, para exámenes tipo de grupos de pacientes de talla estándar, o maniquíes patrón para tipos de equipos definidos de manera general. Se supone que estos niveles no se sobrepasarán en el caso de procedimientos tipo cuando se aplica una buena práctica con vistas al diagnóstico y al funcionamiento técnico. En caso de superación sistemática de los NRD, se deberán realizar revisiones locales. Los Estados miembros tomarán medidas para asegurar que se realizan las revisiones locales adecuadas siempre que se superen sistemáticamente los niveles de referencia para diagnóstico, y que se tomen medidas correctoras cuando sea necesario."

Un NRD es un nivel establecido para exámenes tipo de grupos de pacientes de talla estándar o maniquíes patrón y no para exposiciones o pacientes individuales. Teniendo presente esta premisa, si se supera sistemáticamente el nivel deberá procederse a la revisión de los procedimientos y/o equipo y se deberán adoptar, en su caso, medidas correctoras. Sin embargo, el hecho de superar el nivel no significa automáticamente que el examen sea inadecuado, al igual que el cumplimiento del mismo no necesariamente implica una práctica correcta, pues la calidad de la imagen podría no ser la adecuada. Puesto que los procedimientos de examen no son idénticos, cada procedimiento requiere un NRD propio.

Para la evaluación de los NRD puede utilizarse la dosis absorbida en aire en la superficie de entrada del paciente (DSE o, por simplicar, dosis en la superficie de entrada) estimada o medida con un dosímetro de termoluminiscencia (TLD) fijado al cuerpo del paciente o el producto dosis-área (PDA). Para la TC, el índice de dosis de TC ponderado ($CTDIw$) y el producto dosis-longitud (DLP) constituyen parámetros adecuados para su uso como NRD.

1.3. Directrices europeas de calidad de imagen y dosimetría en radiodiagnóstico

La Dirección General número XII de la Comisión Europea (Ciencia, Investigación y Desarrollo) ha recopilado los estudios y discusiones llevados a cabo por diferentes grupos de trabajo europeos. Esta recopilación ha dado lugar a las siguientes publicaciones:

- Directrices europeas sobre criterios de calidad de la imagen en radiodiagnóstico (EUR-16260).
- Directrices europeas sobre criterios de calidad de la imagen en radiodiagnóstico pediátrico (EUR-16261).
- Directrices europeas sobre criterios de calidad en tomografía computarizada (EUR-16262).
- Protocolo europeo de dosimetría en mamografía (EUR-16263).
- Guía europea para la garantía de calidad en el cribado mamográfico (CE 1996).
- Guía europea de protección radiológica en radiografía dental (Radiation Protection 136. CE 2004).

En estos documentos se definen los requisitos diagnósticos de la imagen, especificando los criterios anatómicos y los detalles relevantes a observar. Importante para el tema que nos ocupa es la indicación de la dosis impartida

al paciente que debe tomarse como criterio para una buena práctica radiodiagnóstica. Finalmente, proporcionan los parámetros básicos a tomar, como ejemplo de una buena técnica radiológica, en el sentido de los requisitos de imagen y de las dosis a paciente que pueden conseguirse.

Niveles de referencia de dosis impartida al paciente para exploraciones radiográficas simples de acuerdo con las directrices europeas de "Criterios de calidad en Radiodiagnóstico"

Radiografía simple en adultos (70±3 kg)		
Exploración	**Proyección**	***DSE* (mGy)**
Tórax	PA LAT	0,3 1,5
Cráneo	PA LAT	5 3
Columna Lumbar	AP/PA LAT	10 30
Columna Lumbo-Sacra	LAT	40
Pelvis	AP	10
Tracto urinario	AP	10
Mamografía	Medio Lateral Oblicua Cráneo Caudal	10 10

Radiografía simple en pediatría			
Exploración	**Proyección**	***DSE* (mGy)**	
		Neonatos	**Niños**
Tórax	PA/AP LAT	0,08	0,1 0,2
Cráneo	PA/AP LAT		1,5 1,0
Abdomen	AP/PA		1,0
Pelvis	AP	0,2	0,9

Niveles de referencia de dosis impartida al paciente para tomografía computarizada de acuerdo con las directrices europeas de "Criterios de calidad en Radiodiagnóstico"

Tomografía computarizada		
Exploración	**Criterio de dosis impartida al paciente**	
	$CTDI_w$ (mGy)	**DLP (mGy cm)**
Cerebral	60	1050
Base del cráneo	60	1050
Cara y senos	35	360
Silla Turca e Hipófisis	60	1050
Glándulas salivares (parótidas y submaxilares)	60	1050
Faringe	60	1050
Laringe	60	1050
Estructuras vertebrales y paravertebrales	70	460
Columna lumbar	35	800
Tórax	30	650
Adbomen	35	780
Hígado y bazo	35	900
Riñones	35	800
Páncreas	35	800
Pelvis, general	35	570
Pelvis (ósea)	25	520

Los criterios para los niveles de dosis impartida al paciente se expresan en términos de un valor de dosis de referencia para cada tipo de exploración basado en el tercer cuartil (75%) de los resultados obtenidos en diversos estudios realizados por numerosas instituciones en el ámbito europeo.

1.4. Los niveles de referencia en la legislación española

La legislación española incorpora las Directivas de la Unión Europea que ya se han comentado en un apartado anterior. Así, en el ámbito específico del radiodiagnóstico se han elaborado diferentes normativas que atienden a la justificación y optimización de las exploraciones médicas y a la calidad de las mismas.

Cabe destacar los siguientes decretos:

- Real Decreto 1132/1990, de 14 de septiembre, por el que se establecen medidas fundamentales de protección radiológica de las personas sometidas a exámenes y tratamientos médicos.
- Real Decreto 1976/1999, de 23 de diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en Radiodiagnóstico.
- Real Decreto 815/2001, de 13 de julio, sobre justificación del uso de las radiaciones ionizantes para la protección radiológica de las personas con ocasión de exposiciones médicas.

El primero de los decretos dispone que toda exposición a radiaciones ionizantes en un acto médico deberá realizarse al nivel más bajo posible y su utilización exigirá que esté médicamente justificada y llevada a cabo bajo la responsabilidad de médicos u odontólogos. Por lo tanto, la dosis impartida al paciente debe optimizarse: la más baja posible compatible con la calidad de imagen requerida. También se dispone que las instalaciones de radiodiagnóstico, cuando el número de equipos o las técnicas empleadas lo aconsejen, dispondrán de un especialista en Radiofísica Hospitalaria, titulación que se crea y regula mediante el Real Decreto 220/1997, de 14 de febrero.

El decreto 1976/1999 define los contenidos del "Programa de Garantía de Calidad" a desarrollar en todas las unidades asistenciales de radiodiagnóstico. El artículo 2, establece que deberá contener procedimientos para la evaluación, con una periodicidad mínima anual, de los indicadores de dosis en pacientes en las prácticas más frecuentes y la evaluación de la calidad de la imagen clínica obtenida. El mismo artículo relata que los valores medios de los indicadores de dosis a los pacientes se compararán con los valores de referencia (que figuran explícitamente en un anexo del decreto) para decidir las medidas correctoras si los valores obtenidos fueran superados. En las exploraciones para las cuales no exista indicación de los valores de referencia, éstos deberán fijarse particularmente en el programa de garantía de calidad. El artículo 7 dispone que el médico especialista, el odontólogo o el podólogo en el ámbito de sus competencias, se responsabilizarán de que la exposición a los pacientes sea la mínima compatible con el fin que se persigue, y de que se pongan los medios necesarios para evitar la repetición de la exposición, por falta de calidad diagnóstica o por otras causas. También define que la verificación de las dosis impartidas a los pacientes se llevará a cabo por los especialistas en Radiofísica Hospitalaria. Cuando el tipo de exploración o las características del paciente así lo requieran, se deberá evaluar con carácter individual los indicadores de dosis pertinentes. En el caso de mujeres gestantes será preceptivo la estimación de la dosis recibida en el útero.

Un indicador básico de calidad es la verificación de las dosis impartidas a pacientes. Así, se medirán magnitudes relacionadas con la dosis que reciben los pacientes basadas en exploraciones radiológicas realizadas en el equipo objeto de control. Se tomarán como proyecciones estándar para el control de dosis y la calidad de la imagen las de cráneo, tórax, columna lumbar, pelvis, abdomen y mama, con los siguientes valores de referencia que figuran en el Anexo I del Real Decreto 1976/1999:

Valores de referencia en grafía para adultos	
Tipo de exploración	DSE (mGy)
Abdomen AP	10,0
Columna lumbar AP/PA	10,0
Columna lumbar LAT	30,0
Columna lumbo-sacra LAT	40,0
Cráneo AP/PA	5,0
Cráneo LAT	3,0
Pelvis AP	10,0
Tórax PA	0,3
Tórax LAT	1,5
Mamografía	10,0
Dental intraoral periapical	7,0

Finalmente, el decreto 815/2001 obliga a justificar todas las exposiciones médicas con objeto de proteger la salud frente a los riesgos derivados de las radiaciones ionizantes. Esta disposición incorpora los preceptos de las nuevas directivas europeas no contempladas en las anteriores normas. El artículo 10 de este decreto establece que la administración competente adoptará medidas para que los médicos prescriptores dispongan de recomendaciones sobre criterios clínicos de referencia en exposiciones médicas, que incluyan las dosis de referencia para los distintos tipos de procedimientos.

1.5. Protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico

A nivel nacional, el "Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (SEFM-SEPR, 2002 Revisión 1)" recoge los valores de referencia de dosis presentados en la tabla anterior como indicadores de dosis al paciente dentro de los indicadores globales de calidad en radiodiagnóstico.

Recogiendo las disposiciones del Real Decreto 1976/1999 que incluye la determinación sistemática de la dosis de referencia, para la medida de los parámetros relacionados con las dosis que reciben los pacientes, podrán practicarse uno o varios de los siguientes métodos:

a) Con dosímetros de termoluminiscencia colocados a la entrada del haz de rayos X en el paciente.

b) A partir de valores de rendimiento medidos con detectores de radiación (sin paciente) aplicando las condiciones particulares de las exploraciones de que se trate, con los datos de pacientes y técnicas radiográficas utilizadas.

c) Mediante cámaras de ionización de transmisión, utilizadas en el curso de la exploración radiológica del paciente.

Si las determinaciones tienen lugar sobre pacientes deberán realizarse eligiendo individuos sin patologías deformantes, normalmente constituidos y de talla y peso intermedios. Los controles de dosimetría a los pacientes se efectuarán con una periodicidad mínima anual y después de las modificaciones o reparaciones que puedan afectar al funcionamiento del equipo de rayos X.

En salas dedicadas a exploraciones simples (sin escopia y con un reducido número de proyecciones por paciente) se determinará el porcentaje de imágenes desechadas y la dosis en la superficie de entrada del paciente en una de las proyecciones estándar. De entre ellas, se elegirá la realizada con mayor frecuencia en esa sala, para una muestra mínima de diez estimaciones. Si la dispersión fuera muy importante, convendrá incrementar el tamaño de la muestra. En todos los casos se detallarán las condiciones técnicas de la exposición (valores seleccionados de tensión, intensidad y tiempo o su producto, distancia foco-película, tamaño de campo, espesor de paciente y sensibilidad de la combinación película-hoja de refuerzo o del sistema de imagen que se utilice) de cada proyección controlada.

En salas dedicadas a exploraciones complejas convencionales (digestivo, urografía, etc) en las que se obtienen varias imágenes por exploración y se usa frecuentemente la escopia, se medirán, como mínimo, la dosis en la superficie de entrada del paciente en grafía, en una de las proyecciones estándar precisando el número de imágenes por exploración, y el tiempo de escopia (si se utiliza) para el tipo de exploración más usual en la sala. De los antedichos controles se llevarán a efecto, al menos, cinco determinaciones. En todos los casos, se detallarán las condiciones de operación del equipo de rayos X (valores seleccionados en el generador de tensión, corriente y tiempo o su producto, la distancia foco-película y las características de la combinación película-pantalla) para las distintas imágenes de la exploración. Además, se medirá la tasa de dosis en la superficie de entrada del paciente en escopia, bien sobre pacientes o sobre un maniquí que simule al paciente, reproduciendo en la irradiación las condiciones de la escopia (tanto en téc-

nica como en tamaño de campo) empleadas en un estudio real. Alternativamente, se medirá el producto dosis-área en el tipo de exploración escogido para el control, además del número de imágenes y del tiempo de escopia, si procede, llevando a cabo como mínimo determinaciones sobre datos de cinco pacientes.

En salas en las que se realicen exploraciones especiales (vascular, hemodinámica, intervencionista, etc.) se medirá la dosis en la superficie de entrada del paciente en una de las proyecciones estándar (si se llevan a cabo en el estudio) con arreglo a lo indicado anteriormente y la dosis en la superficie de entrada, medida durante todo el estudio en la zona de mayor frecuencia de incidencia del haz directo o el producto dosis-área. Se registrará también el número de imágenes y el tiempo de escopia. Igualmente, se llevarán a efecto, al menos, determinaciones en cinco pacientes. Además, se medirá la tasa de dosis en la superficie de entrada del paciente. De acuerdo con el Real Decreto 1976/1999, de 23 de diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en Radiodiagnóstico, los equipos de rayos X que se utilicen en procedimientos intervencionistas deberán tener disponible un sistema de medida y registro de las dosis que se imparten a los pacientes.

En salas de tomografía computarizada se podrá medir la dosis en la superficie de entrada del paciente en la zona central de la región barrida por el equipo en el curso de una exploración típica frecuentemente realizada. Se registrarán los detalles técnicos de kV, mAs, número, espesor de los cortes y distancia entre los mismos. Se recomienda realizar esta medida mediante una batería formada por varios dosímetros de termoluminiscencia. Los dosímetros han de unirse de manera que el conjunto detecte radiación en una longitud de un centímetro, aproximadamente, sobre la superficie de la zona del paciente a explorar (de modo similar a las aplicaciones en que se desea obtener la curva de perfil de dosis), alineando dicha batería en la dirección de progresión de los cortes tomográficos y posicionándola en el centro de la longitud a cubrir por los distintos cortes. Puede medirse también el índice de dosis de TC normalizado y ponderado ($_nCTDI_w$), empleando un maniquí apropiado, o el índice de dosis de TC en aire, documentando adecuadamente la metodología seguida. Se calculará el índice de dosis de TC ponderado ($CTDI_w$) para el espesor o espesores utilizados en la exploración, y el producto dosis-longitud para una exploración completa. También en cualquiera de estos procedimientos de estimación se llevarán a efecto cinco determinaciones, como mínimo.

En 2011, se actualiza el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico estableciendo, como norma general, el uso de los valores propuestos en los diferentes documentos elaborados por la comisión europea como niveles de referencia en radiodiagnóstico. También indica que se tendrá en cuenta los valores propuestos por otros organismos nacionales o internacionales como OIEA, IPSM, NRPB, etc. o los que aparecen en publicaciones nacionales o internacionales de reconocido prestigio.

2. Magnitudes y unidades dosimétricas

Pedro Ruiz Manzano. Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa" de Zaragoza.

2.1. Introducción

Por radiaciones ionizantes se entienden aquellas que son capaces de ionizar o excitar átomos por medio de las interacciones por todos ya conocidas. Para tratar de explicar los efectos de dichas radiaciones sobre los tejidos y en general sobre los seres vivos, aparte de conocer los mecanismos de interacción, es necesario conocer en cada punto la energía impartida por unidad de masa pues de ello dependerá en primera instancia su respuesta biológica. Determinar esta cantidad de energía y su distribución es de lo que se ocupa la **dosimetría de la radiación**. Necesitamos pues no sólo conocer cómo se producen las interacciones sino también que efectos producen en cada punto. Desde el punto de vista de un material biológico, conocer la deposición de energía a través de la dosis absorbida permite evaluar los efectos sobre los componentes de dicho material. En este tema se recogen las principales magnitudes dosimétricas utilizadas en radiodiagnóstico.

2.2. Magnitudes de interés en la dosimetría al paciente

2.2.1. Radiodiagnóstico convencional

En radiodiagnóstico, se utiliza el kerma a la entrada ($ESAK$) definido como el kerma en aire en el eje del haz de radiación a la distancia del foco a la piel (DFP) sin estar presente el paciente (no incluye la radiación retrodispersada por el paciente).

Las referencias de dosis en radiodiagnóstico se toman como **dosis absorbida en aire en la superficie de entrada del paciente (DSE)** que está siendo sometido a una exploración radiológica incluyendo el factor de retrodispersión (FRD) ($DSE = FRD \cdot$ kerma a la entrada). Para las calidades de haz utilizadas en radiodiagnóstico (excepto para mamografía) los factores de retrodispersión varían entre 1,3 y 1,4 de forma que en la mayoría de los casos puede utilizarse sin error apreciable un valor único medio de 1,35. Por lo tanto, la DSE se puede expresar del modo siguiente:

$$DSE(Gy) \cong 1,35 \cdot ESAK(Gy)$$

Otra magnitud que suele utilizarse, principalmente en exploraciones complejas, para definir valores de referencia es el **producto dosis-área** (PDA). Este se define como el producto de la dosis absorbida en aire y el área del campo de rayos X. Puede determinarse a cualquier distancia entre la fuente de rayos X y el paciente. La unidad más habitual para el PDA es el Gy x cm^2.

Por otro lado, la dosis absorbida en un medio diferente al aire (D_m) se relaciona con la dosis absorbida en aire del modo siguiente:

$$D_m \equiv D_{air} \cdot \left[\frac{\mu_{en}}{\rho}\right]_{air}^{m}$$

donde $\left[\frac{\mu_{en}}{\rho}\right]_{air}^{m}$ es la relación entre los coeficientes de absorción másico del medio y del aire para una energía dada. En radiodiagnóstico, esta relación para el músculo o tejido blando se puede asumir como una constate igual a 1,06 (que introduce un error inferior al 1% en ese rango energético). De modo que podemos definir la dosis absorbida por el músculo en la superficie de entrada del paciente ($D_{mus}SE$) según la siguiente relación:

$$D_{mus}SE(Gy) \cong 1,06 \cdot 1,35 \cdot ESAK(Gy)$$

En la figura1 se muestra un esquema de las magnitudes definidas para un tubo de rayos X convencional.

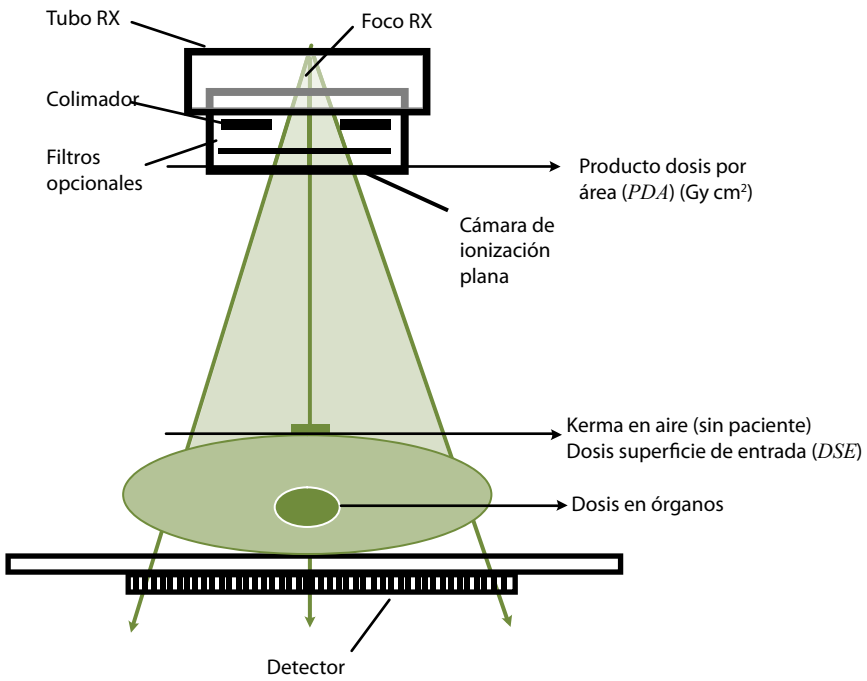


Figura1. Esquema de las magnitudes definidas para un tubo de rayos X convencional.

2.2.2. Mamografía

En mamografía las magnitudes dosimétricas utilizadas son el kerma en aire en la superficie de entrada sin retrodispersión ($ESAK$), la dosis absorbida en aire en la superficie de entrada de la mama con retrodispersión (DSE) y la dosis glandular media en la mama (DGM). Las dos primeras magnitudes se diferencian únicamente en el factor de retrodispersión (FRD), cuyo valor promedio en mamografía es 1,09.

$$DSE(Gy) = FRD \cdot ESAK(Gy)$$

La dosis glandular media es el mejor estimador del riesgo de carcinogénesis y, por tanto, es el principal indicador en la dosimetría de la mama. Se obtiene a partir de la corrección del kerma de entrada en aire en la mama mediante unos factores adimensionales que dependen tanto de la calidad del haz (tensión, filtración y material constitutivo del ánodo) como de factores propios de la mama (espesor y composición).

2.2.3. Tomografía

La dosimetría en Tomografía Computarizada (TC) requiere de la definición de magnitudes especiales. Los descriptores de dosis recomendados para TC se describen en el documento "Quality criteria for Computed Tomography. EUR 16262.", y son:

- ***Índice de dosis de TC ponderado*** ($CTDI_w$), el cual representa aproximadamente la dosis absorbida media por corte en un maniquí TC de cabeza o cuerpo, expresada como dosis absorbida en aire.
- ***Producto dosis por longitud*** (DLP), que caracteriza la exposición para un examen completo, integrando linealmente la dosis absorbida sobre el maniquí patrón en TC, expresado en términos de dosis absorbida en aire por unidad de longitud.

Para calcular esas dos magnitudes, es preciso determinar antes el índice de dosis de TC normalizado ponderado en cada uno de los maniquíes patrón de cabeza (cilindro de 16 cm de diámetro y 15 cm de altura) o cuerpo (cilindro de 32 cm de diámetro y 15 cm de altura), según la ecuación:

$${}_nCTDI_w = \frac{1}{Q}\left(\frac{1}{3}CTDI_{10cm,c} + \frac{2}{3}CTDI_{10cm,p}\right)$$

donde Q es la carga en mAs por corte, $CTDI_{10cm,c}$ representa el $CTDI_{10cm}$ evaluado mediante una cámara de lápiz de 10 cm de longitud ubicada en el centro

del maniquí correspondiente y $CTDI_{10cm,p}$ es la misma magnitud medida en la periferia del mismo maniquí (a 1 cm de profundidad).

La expresión que define el $CTDI_{10cm}$ es la siguiente:

$$CTDI_{10cm} = \frac{1}{e}\int_{-5cm}^{+5cm} D(z)\,dz$$

donde e es el espesor de corte nominal en cm, $D(z)$ es la dosis absorbida en aire en la posición z del eje de la cámara.

Así, los dos indicadores dosimétricos antes mencionados vendrán definidos por las ecuaciones:

$$CTDI_w = {}_nCTDI_w \cdot Q$$

para el índice de dosis de TC ponderado por corte en los maniquíes patrón de cabeza o cuerpo, mientras que el producto dosis por longitud será:

$$DLP = \sum_i {}_nCTDI_w \cdot e \cdot N \cdot Q$$

donde i representa cada secuencia de cortes, siendo N el número de cortes, de espesor nominal e y carga Q (mAs), de una secuencia no helicoidal. Cuando la exploración se realiza con una secuencia helicoidal, esta última magnitud debe calcularse mediante la fórmula:

$$DLP = \sum_i {}_nCTDI_w \cdot e \cdot I \cdot t$$

donde I es la intensidad de corriente (mA) y t (s) el tiempo de adquisición de toda la secuencia.

Una vez obtenido el DLP, puede derivarse una estimación grosera de la dosis efectiva de la exploración considerada, utilizando los coeficientes normalizados (E_{DLP}) que se proponen en el documento europeo de referencia, según la ecuación:

$$E = E_{DLP} \cdot DLP$$

Por otro lado, la dosis efectiva y la dosis absorbida en diferentes órganos se pueden estimar a través del $CTDI_{10cm\text{-}aire}$ medido en el centro del brazo (gantry) sin maniquí y de los datos de la exploración realizada. Para

ello se pueden utilizar algunas aplicaciones informáticas (hoja excel de IMPACTSCAN, programa CT dose) que usan para estas estimaciones las tablas de NRPB SR250.

Otra magnitud utilizada habitualmente en TC es **la dosis promedio en barrido múltiple** ($MSAD$), que nos da información sobre la dosis absorbida media, en la dirección paralela al eje z, debida a una serie o secuencia de cortes sobre el paciente. La medida de esta magnitud se suele llevar a cabo utilizando dosímetros de termoluminiscencia (TLD), que se colocan en la superficie del paciente ($MSAD_{piel}$). También se puede realizar con una cámara de lápiz, a condición de que el intervalo barrido en la secuencia cubra la cámara en toda su longitud. La dosis absorbida en órganos se puede estimar a partir de los valores de $MSAD_w$, que equivale al cociente entre $CTDI_w$ y el factor de paso (Pitch=P=desplazamiento del paciente en la dirección z entre cortes consecutivos o por rotación dividido por el espesor de corte nominal).

$$MSAD_w = CTDI_w / P$$

3. Procedimientos de calibración

Mercè Ginjaume Egido. Institut de Tècniques Energètiques. Universitat Politècnica de Catalunya.

Este tema se desarrolla ampliamente en el capítulo 3 de "Procedimientos recomendados para la dosimetría de rayos X de energías entre 20 y 150 keV en radiodiagnóstico. SEFM. Ramírez de Arellano Editores S.L. 2005. ISBN: 84-934448-0-4. D. Legal: M-27771-2005."

El capítulo está dedicado a la presentación de los principales conceptos relacionados con la calibración de la instrumentación utilizada en el ámbito del radiodiagnóstico. A pesar de la amplia utilización de los rayos X para finalidades diagnósticas, el desarrollo de los procedimientos de calibración y de medida de la dosis impartida a pacientes, para esta práctica médica, ha sido más tardío que en otras prácticas con radiaciones.

En España, el interés de medir las dosis a la entrada y/o a la salida del paciente en las exploraciones diagnósticas con rayos X se generaliza a partir de la aprobación del Real Decreto 1976/1999 en el que se establece la necesidad de desarrollar programas de control de calidad en radiodiagnóstico para asegurar la optimización en la obtención de las imágenes y la protección radiológica del paciente en las unidades asistenciales.

El capítulo está estructurado en cinco apartados. En primer lugar se recuerdan algunas definiciones y conceptos básicos del campo de la metrología. Seguidamente se presentan los patrones y otros sistemas de medida de la dosis del ámbito del diagnóstico médico con rayos X. El apartado 4 describe los principales procedimientos de calibración en radiodiagnóstico y finalmente el último apartado detalla la metodología de cálculo para determinar el coeficiente de calibración y la correspondiente incertidumbre.

4. Dosimetría en radiología convencional. Exploraciones simples

Jaume Molero Savall. Institut Catalá d'Oncologia-Hospital Germans Trías i Pujol. Badalona (Barcelona).

4.1. Introducción

Numerosos estudios en todo el mundo han cuantificado los niveles de dosis al paciente en radiodiagnóstico a partir de las exploraciones simples. En ellos se ha puesto de manifiesto diferencias de hasta un factor 100 entre las dosis impartidas por diferentes hospitales, incluso pertenecientes al mismo país. Es por ello que se ha llevado a cabo un programa de reducción de dosis en radiodiagnóstico atendiendo a criterios objetivos de calidad de imagen obtenida y dentro de los programas de garantía de calidad en radiología.

4.2. Procedimientos de dosimetría en radiografía convencional

En general, las magnitudes recomendadas para la estimación dosimétrica en radiodiagnóstico son la dosis en la superficie de entrada (DSE, en mGy) para cada proyección individual y el producto dosis-área (PDA, en Gy·cm^2) para el examen radiográfico completo. La DSE se puede medir directamente mediante dosímetros termoluminiscentes (TLD) o bien puede ser estimada indirectamente a partir del rendimiento del tubo de rayos X. El PDA para una exploración completa, incluso si se utiliza también fluoroscopia a lo largo del procedimiento, puede medirse directamente mediante cámaras de transmisión colocadas a la salida del colimador del equipo.

Estas determinaciones deben integrarse dentro del programa de garantía de calidad de radiodiagnóstico y su comparación con los niveles de referencia establecidos requiere asegurar la representatividad de los resultados obtenidos. Tanto en los métodos directos como indirectos de estimación, la dosis depende críticamente de la talla del paciente, por lo tanto las medidas deben realizarse sobre una muestra suficientemente representativa de la talla estándar de los pacientes. Además, las técnicas radiológicas utilizadas deben adecuarse a protocolos normalizados de trabajo.

La dosimetría en radiología pediátrica entraña mayores dificultades debido a las variaciones en la talla de los pacientes que causa amplias incertidumbres en los valores promedio de la DSE y el PDA, incluso dentro de un mismo grupo de edad. En general, los niveles de dosis se facilitan de acuerdo con maniquíes patrones de 0, 1, 5, 10 o 15 años y se clasifican por grupos de edad. El establecimiento de niveles de referencia generales es impreciso y deben particularizarse para cada instalación.

La DSE y el PDA son magnitudes medibles experimentalmente. Como indicadores de dosis, deben enfrentarse a los niveles de referencia para establecer la calidad del proceso pero no son directamente relacionables con el riesgo. Con el propósito de obtener la dosis efectiva colectiva debida a radiodiagnóstico es preciso cuantificar la dosis efectiva. La dosis absorbida en órganos o la misma dosis efectiva no puede medirse directamente pero puede estimarse a partir de los valores obtenidos de la DSE y el PDA.

4.2.1. Condiciones de la evaluación dosimétrica

Para el establecimiento de los indicadores de dosis debemos considerar las exploraciones radiológicas simples más frecuentes efectuadas en cada una de las salas de tratamiento, tomando las proyecciones estándar: tórax, abdomen, cráneo, pelvis, columna lumbar. La inclusión de otras exploraciones simples debe considerarse en función de su frecuencia y establecer valores de referencia propios típicos del equipo en cuestión.

Puesto que el objetivo del sistema de garantía de calidad en radiodiagnóstico es aplicar la mínima dosis al paciente compatible con el objetivo diagnóstico propuesto, la evaluación dosimétrica debe acompañarse de un procedimiento de control de calidad de la imagen. De este modo podrán establecerse los parámetros idóneos de la técnica radiológica que permitan normalizar el proceso. La evaluación de la calidad de la imagen puede realizarse a través de criterios anatómicos sobre imágenes clínicas obtenidas a pacientes o bien mediante objetos de prueba que permitan valorar objetivamente la calidad de la imagen. Importante también para la determinación de la dosis típica en una exploración para un equipo o sala, es la cuantificación de la tasa de rechazo de películas puesto que será un factor multiplicativo a los valores de dosis determinados experimentalmente.

La muestra mínima sobre la cual se realizará la determinación debe ser de 10 pacientes para cada una de las proyecciones controladas. Si la dispersión resultase importante se incrementará el tamaño de la muestra. Los pacientes incluidos en el estudio se escogerán sin patologías deformantes, normalmente constituidos y de talla y peso intermedios.

Tal y como se recoge el RD 1976/1999, los controles de dosimetría a pacientes se efectuarán con una periodicidad mínima anual y después de las modificaciones o reparaciones que puedan afectar el comportamiento radiológico del equipo de rayos X.

4.2.2. Dosimetría TL para la determinación de la DSE

La dosis en la superficie de entrada (DSE) se define como la dosis absorbida en aire en el punto de intersección del eje del haz de rayos X con la superficie de entra-

da del paciente, incluyendo la radiación retrodispersada, y se expresa en mGy. La utilización de dosímetros de termoluminiscencia de pequeño tamaño y volumen que pueden pegarse directamente a la superficie del paciente durante la exploración asegura el cómputo de la retrodispersión. Adicionalmente, los TLD presentan la ventaja de no interferir en la imagen diagnóstica. Por consiguiente, este tipo de dosímetros es el más recomendado para la evaluación dosimétrica en radiología.

Con el fin de interpretar la representatividad de las medidas obtenidas, cabe tener en cuenta la respuesta del material a una dosis de referencia dada, o sensibilidad del detector. Para un mismo material, es importante que todas las muestras (los dosímetros) presenten una sensibilidad parecida. Los TLD comunes se preparan en lotes cuyo coeficiente de variación de sensibilidad se sitúa alrededor del 10%. Incluso se pueden obtener comercialmente lotes preparados con variaciones del 5%, más caros lógicamente. Variaciones del orden del 2% requieren ya un cuidado especial en su preparación que requiere el calibrado individual de cada TLD. La sensibilidad condiciona la exactitud y la precisión de las medidas. La reproducibilidad del sistema dosimétrico viene determinada por las incertidumbres estadísticas, por una parte, inherentes al mecanismo de la excitación y desexcitación termoluminiscente y por otra, introducidas por variaciones inevitables en la fabricación de los dosímetros. El grado de precisión depende directamente de la bondad del proceso y equipo de medida. Valores típicos de desviación máxima y repetibilidad para los TLD se sitúan alrededor del 10%.

La dosis en la superficie de entrada para cada proyección individual se mide colocando el dosímetro termoluminiscente en el centro del campo, pegado a la piel del paciente. Pueden utilizarse varios dosímetros para cada determinación. Los detalles referentes a la exploración y la codificación de cada TLD utilizado deben registrarse en los formularios adecuados. El proceso experimental, por la naturaleza variable de la muestra de pacientes y la incertidumbre asociada a la técnica de medida, conduce a una desviación máxima y repetibilidad pobres (± 20-30%), especialmente a niveles bajos de dosis como los que se manejan en radiografías de tórax o pediátricas.

4.2.3. Estimación de la DSE a partir del rendimiento del equipo

El protocolo de garantía de calidad en radiodiagnóstico incluye la verificación del rendimiento del tubo (Γ), entendiendo este como la dosis absorbida en aire por unidad de carga (mGy/mAs a 1 metro del foco) para el kilovoltaje de referencia de 80 kV_p.

Con objeto de disponer de un método indirecto para estimar la DSE, es necesario caracterizar el rendimiento del tubo de rayos X extendiendo su determinación a otros kilovoltajes, esto es, trazar la curva $\Gamma(kV_p)$. Esta curva, que se puede expresar como una función potencial ($\Gamma(kV_p)$ = Constante · $(kV_p)^n$ de exponente n

en torno a 2) o a través de un polinomio de orden 2 ($\Gamma(kV_p)=a+b\cdot(kV_p)+c\cdot(kV_p)^2$), permitirá la obtención del rendimiento del equipo para cualquier kV_p utilizado en las exploraciones típicas. La DSE se estimará a partir de la siguiente expresión:

$$DSE = \Gamma(kV_p) \cdot Q \cdot DFS^{-2} \cdot FRD$$

donde Q es la carga aplicada en la proyección concreta (mAs), DFS la distancia foco-superficie del paciente (en metros) y FRD el factor de retrodispersión.

Dado que los rendimientos se han determinado en condiciones estándar, para un tamaño de campo determinado y para una distancia de 100 cm, debemos aplicar al menos el factor de corrección del inverso del cuadrado de la distancia para adaptar el valor a las distancias de las proyecciones típicas en radiodiagnóstico.

El factor de retrodispersión relaciona la dosis absorbida en aire sin paciente y la dosis absorbida en la superficie de entrada del paciente que, por defini-

CHR (mm Al)	Tamaño campo (cm x cm)				
	10 x10	15 x 15	20 x 20	25 x 25	30 x 30
1,0	1,18	1,19	1,20	1,20	1,20
1,5	1,22	1,24	1,25	1,25	1,26
2,0	1,26	1,28	1,29	1,30	1,30
2,5	1,28	1,31	1,32	1,33	1,34
3,0	1,30	1,33	1,35	1,36	1,34
4,0	1,32	1,37	1,39	1,40	1,41

Tabla 1. Factores de retrodispersión medidos con TLD en maniquí de agua (IPSM (1988)).

CHR (mm Al)	kV_p	Filtración total (mm Al)	LAT LS (11cmx14cm)	Proyección AP Abdomen (26cmx35cm)	PA Tórax (30cmx38cm)
1,5	50	2,0	1,20	1,25	1,18
2,0	60	2,5	1,23	1,31	1,23
2,5	80	2,0	1,25	1,37	1,27
3,0	80	3,0	1,27	1,41	1,30
4,0	110	2,6	1,29	1,45	1,34
5,0	110	4,0	1,30	1,48	1,37

Tabla 2. Factores de retrodispersión calculados por simulación Monte Carlo en maniquí antropomórfico (IPSM (1988)).

ción, incluye la radiación retrodispersada. Para el espectro energético de los rayos X de diagnóstico y los tamaños de campo comúnmente empleados, la dosis medida sobre el paciente se incrementa entre un 20% y un 40% respecto a la medida libre en aire (Tablas 1 y 2).

Si las medidas de dosis se realizan mediante una cámara de ionización esta debe someterse a una verificación periódica y a la calibración en un laboratorio de calibración y acreditado para las calidades de haces de rayos X empleadas. También pueden utilizarse los detectores de semiconductor que acompañan a la mayoría de equipos no invasivos de control de calidad de rayos X.

Anualmente, debe actualizarse la base de datos referente a las características de cada sala de exploración, es decir, las curvas de rendimiento $\Gamma(kV_p)$. La estimación de la DSE a partir de los rendimientos del tubo tiene una incertidumbre asociada comparable a la de la dosimetría directa con TLD. Por interferir menos en el proceso sobre el paciente, se puede aumentar la muestra de pacientes en cada sala, por ejemplo, proponiendo una campaña anual en la que durante toda una semana se recogen los datos de todas las exploraciones típicas incluidas en el programa de calidad.

4.2.4. Medida directa del *PDA*

El producto dosis-área se define como la dosis absorbida en aire promediada sobre el área cubierta por el haz de rayos X en un plano perpendicular al eje del mismo multiplicada por la superficie del haz en el mismo plano. El PDA puede medirse en cualquier punto situado entre los colimadores y el paciente puesto que, por definición, es una magnitud invariante con la distancia al foco. Su medida se realiza mediante cámaras de transmisión colocadas a la salida del haz (en general, montadas sobre la carcasa de los colimadores) y no requiere el contacto con el paciente ni interfiere con la exploración. Por lo tanto, la retrodispersión no se incluye en esta magnitud que suele expresarse en $Gy \cdot cm^2$.

La medida directa del producto dosis-área (PDA) puede relacionarse indirectamente con la energía impartida al paciente e incorpora información acerca de la tasa de fluencia energética, duración de la exploración y tamaño del campo. A pesar de estas ventajas, el PDA se asocia mayormente a procedimientos fluoroscópicos ya que es un método que permite medir en continuo la dosis impartida al paciente en técnicas intervencionistas. Esencialmente, el PDA se utiliza como medida integrada de la dosis absorbida en el conjunto de una exploración con varias proyecciones e incluso con tomas fluoroscópicas. Conectado a una impresora, el electrómetro puede suministrar la información dosimétrica del procedimiento para ser incluido en la historia del paciente. Una correcta interpretación del PDA medido requiere una adecuada recogida de los datos característicos de la exploración.

Las cámaras de transmisión utilizadas para la medida del PDA deben calibrarse con respecto a equipos de referencia y verificarse periódicamente. Especial cuidado debe tenerse en aplicar los coeficientes de calibración correctos cuando se intercambian cámaras de transmisión y el equipo de lectura correspondiente. Estas verificaciones deben realizarse bajo condiciones de exposición típicas que reproduzcan aproximadamente las experimentales sobre pacientes.

Valores del PDA para distintas exploraciones pueden encontrarse abundantemente en la literatura. En la tabla 3 se presentan algunos valores típicos para las exploraciones más simples.

A través de la medida del PDA también se puede estimar la DSE teniendo en cuenta el factor de retrodispersión, la distancia desde el foco hasta la entrada de la rejilla (DFR), el tamaño de campo a la entrada de la rejilla (TCR) y el espesor del paciente (Es). La expresión siguiente muestra como se obtiene la DSE en función del resto de parámetros.

$$DSE(mGy) = \frac{FDR \cdot PDA(\mu Gym^2) \cdot 10(cm^2 mGy/\mu Gym^2)}{TCR(cm^2) \cdot \left(\frac{DFR(cm) - Es(cm)}{DFR(cm)}\right)^2}$$

Exploración	Número de placas	Tiempo de escopia (s)	PDA (Gy·cm²)		
			Rango	Media	Percentil 75%
Abdomen	1,4		0,70-30	4,9	8,3
Pelvis	1,1		0,49-19	3,8	5,0
Columna lumbar	3,4		2,0-93	12	17
Tránsito esofágico	7,8	193	0,49-163	17	23
Enema de bario	8,5	224	6,2-272	41	61
Urografía intravenosa	8,2		3,3-251	17	23

Tabla 3. Valores típicos del PDA para pacientes adultos (NRPB 1991).

4.3. Aplicaciones informáticas. Cálculo de la dosis absorbida en órganos y dosis efectivas en radiología simple

4.3.1. EffDose

National Board of Health. National Institute of Radiation Hygiene. Denmark

http://www.sis.dk/

EffDose es una aplicación informática para el cálculo de la dosis efectiva y la dosis absorbida en órganos de 68 proyecciones radiográficas simples. Estas proyecciones se distribuyen según los siguientes grupos y para pacientes estándar: cabeza, tórax, columna, estómago duodeno, colon y abdomen pelvis. La aplicación está basada en los datos de NRPB-SR-262. Para el cálculo de las dosis se necesita seleccionar una proyección radiográfica, el kV utilizado, la filtración del equipo en mm Al y la dosis en la superficie de entrada sin retrodispersión o el producto dosis por área. Cuando no se conoce la dosis en la superficie de entrada sin retrodispersión o el producto dosis por área, la aplicación informática permite estimar estos valores a partir de los datos radiográficos utilizados (kV, filtración del equipo en mm Al, mAs utilizados, forma de la onda, tamaño y forma del campo de radiación y distancias a la piel del paciente y a la superficie de registro). Esta estimación se realiza según los datos de ICRP 34. Los resultados obtenidos se muestran en forma de tabla.

El software puede utilizarse con Microsoft Windows 3.1 o posterior. La aplicación sin los ficheros de NRPB ocupa unos 1,5 megabytes. Cuando se usa la aplicación, necesita unos 2,5 MB de memoria.

4.3.2. PCXMC

Helsinki: Finnish Centre for Radiation and Nuclear Safety.
http://www.stuk.fi/pcxmc/

Tapiovaara M, Lakkisto M and Servomaa A, "PCXMC: A PC-based Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations, report STUK-A139".

PCXMC es una aplicación basada en simulación por Monte Carlo para la determinación de la dosis absorbida en órganos y dosis efectivas en pacientes sometidos a exámenes simples de RX.

La aplicación consta de 3 partes diferenciadas: "Examination data", "Simulate" y "Compute dose".

Se introducen las condiciones geométricas de la proyección radiográfica (distancias, punto de entrada del haz, tamaño de campo, etc.) y el modelo de maniquí a usar para la simulación Monte Carlo. Los modelos posibles son: recién nacido, 1 año, 5 años, 10 años, 15 años y adulto y se puede modificar el peso y la altura, de modo que se puede tener un modelo para cualquier tipo de paciente.

También se debe seleccionar el nivel energético (cada nivel supone 10 keV, de modo que el nivel 9 corresponde a un máximo de potencial del tubo de 90 kV). La selección del número de fotones de prueba para la simulación Monte Carlo determinará la repetibilidad estadística del resultado. Una vez obtenida la simulación de la exploración, se realiza el cálculo de las dosis absorbidas en órganos y de la dosis efectiva. Se puede definir el espectro a utilizar seleccionando el kV máximo, espesores de la filtración del tubo (hasta dos tipos diferentes de materiales) y ángulo del ánodo. Después se realizará el cálculo de las dosis seleccionando el fichero de la simulación deseado, introduciendo el valor de kerma en aire a la entrada del maniquí sin retrodispersión o el producto dosis por área. Finalmente, se obtiene una tabla con las dosis absorbidas en órganos y la dosis efectiva con sus correspondientes incertidumbres asociadas.

La versión 1.5 funciona bajo Windows 95/98/NT/2000/XP. El PC requiere 64 MB de memoria RAM y 2,5 MB de espacio libre en el disco.

4.3.3. FetDose

Departmen of Radiation Physics. Princess Margaret Hospital. Toronto. Canada.

http://www.uhn.ca/pmh/

Osei E.K., Darko J.B., Faulkner K. and Kotre C.J. "Software for the estimation of foetal radiation dose to patients and staff in diagnostic radiology". J. Radiol. Prot. 23 (2003), 183-194.

FetDose es una aplicación para la estimación de la dosis absorbida por el feto en mujeres embarazadas tanto en exposición ocupacional de personal expuesto como en exposiciones médicas de pacientes. También da una estimación del riesgo de reducción del coeficiente de inteligencia, retraso mental severo, efectos hereditarios e inducción de cáncer fatal.

El programa utiliza los datos introducidos por el usuario y las dosis absorbidas en útero normalizadas (NUD) generadas por simulación Monte Carlo para el cálculo de la dosis absorbida fetal. Los NUD están disponibles para el rango de 60 a 110 kV_p de potencial del tubo, desde 2,0 hasta 5,0 mm Al de filtración y para diferentes exámenes radiográficos, proyecciones, tamaños de campo y profundidades del feto. El parámetro dosimétrico a introducir es la dosis absorbida en aire en la superficie de entrada sin retrodispersión o el producto dosis por área. Este dato se puede introducir manualmente o el programa puede estimarlo con los datos de la exploración radiográfica (kV_p, filtración del tubo, distancia al foco, mAs y tamaño de campo). Otros datos a introducir son el espesor de la paciente en la parte abdominal, la profundidad fetal y el tiempo de gestación. Los resultados obtenidos son la estimación de la dosis absorbida por el feto, comparaciones de las dosis y los valores estimados de los diferentes riesgos.

4.3.4. ODS-60

Department of Physics. Faculty of Science. University of Helsinky. Finland.

http://ethesis.helsinki.fi/julkaisut/mat/fysii/vk/lampinen/calculat.html

Juha Lampinen. "Calculating Patient Specific Doses in X-Ray Diagnostics and from Radiopharmaceuticals Academic Dissertation", March 2000.

Este programa calcula la dosis absorbida en órganos y la dosis efectiva debida a exploraciones simples de radiodiagnóstico. El cálculo se realiza basándose en la dosis en profundidad y los perfiles de dosis obtenidos por simulación Monte Carlo sobre maniquíes antropomórficos de diferente complexión.

4.3.5. XDose y ChilDose

John Le Heron National Radiation Laboratory. Christchurch. New Zealand.

http://www.nrl.moh.govt.nz/software.html
http://www.nrpb.org/publications/software/sr262.htm
http://www.nrpb.org/publications/software/sr279.htm

Xdose es un programa para el cálculo de la dosis a pacientes adultos en radiodiagnóstico (grafía y escopia) basado en los datos de dosis en órganos contenidos en el documento NRPB-SR262. ChilDose permite el mismo cálculo para pacientes pediátricos a partir de los datos de dosis absorbida en órganos contenidos en el documento NRPB-SR279. Ambos programas permiten introducir las combinaciones particulares de proyecciones radiográficas y escoger, en el caso de pacientes pediátricos, el grupo de edad. Los parámetros dosimétricos se especifican en términos de dosis en la superficie de entrada o de producto dosis-área. La aplicación determina la dosis absorbida en los distintos órganos y la dosis efectiva para cada proyección y para toda la exploración.

5. Dosimetría en radiología dental

Manuel Francisco Rodríguez Castillo. Hospital Universitario Virgen de Valme de Sevilla.

5.1. Tipos de procedimientos en radiología dental

5.1.1. Radiografía intraoral

En todas las radiografías aisladas de los dientes, incluidas las aletas de mordida y las oclusales, la película se coloca en el interior de la boca y el tubo en el exterior. En función del tipo de soporte y ángulo de incidencia reciben distintos nombres; a afectos dosimétricos son equivalentes salvo la de oclusión que la película es algo mayor (7,5 cm x 5,5 cm) y el haz más vertical.

5.1.2. Radiografía panorámica o pantomografía de rotación

Es una técnica extraoral, proporciona una vista amplia de los maxilares, los dientes, los senos maxilares, la fosa nasal, y las ATM. Consiste en un disparo largo, en el que el tubo situado en la zona occipital y la película delante de la cara describen sendos arcos cuyo foco es el centro de la mandíbula y el plano de corte es el de mordida. La película puede venir en un soporte flexible, curvo o plano según el modelo de equipo. La dosis que recibe el paciente es 10 veces inferior a la que recibiría en un estudio intraoral de toda la boca.

5.1.3. Radiografía tele lateral de cráneo

Es una radiografía lateral de cráneo con las particularidades de realizarse a 180 cm en vez de a 100 cm, uso de fijador o cefalostato y de utilizar un atenuador de aluminio para compensar la disminución de espesor del cráneo desde las órbitas oculares al extremo de la nariz; de esta forma, tenemos una mayor resolución por menor tamaño aparente del foco y una imagen más homogénea donde se aprecia el perfil de la cara. Este filtro conformador suele colocarse entre la cara y el chasis pero es mucho más recomendable a efectos de la dosis absorbida en el cristalino que se coloque en el colimador; como ésto es más difícil de conseguir, puede realizarse con láminas de aluminio en forma de escalera.

5.1.4. TC dental

En principio, consiste en una exploración de TC de cráneo donde el plano de corte es paralelo al reborde alveolar, (el programa DentaScan no permite angulación del brazo) los cortes son generalmente de 1 mm y espaciados

1 mm. Se realizan por separado de mandíbula inferior y de maxilar superior, y un programa específico de reconstrucción nos muestra imágenes transversales y panorámicas múltiples de los maxilares. Es muy útil en implantología y siempre que necesitemos unas medidas anatómicas muy exactas. Su frecuencia de uso aumenta considerablemente en una población joven con problemas de ortodoncia.

5.2. Procedimientos de dosimetría en radiología dental

5.2.1. Generalidades

Para las medidas podríamos utilizar desde el TLD como más fiable hasta las nuevas películas que debidamente calibradas nos dan la dosis a partir de la medida de la densidad óptica. Pero aunque comentaremos estos procedimientos nos centraremos en medidas de rendimiento con detectores de estado sólido o cámaras de ionización o transmisión según dispongamos.

Básicamente necesitaremos un dosímetro calibrado para estas energías, un medidor de kilovoltios y de tiempo y si es posible pero no imprescindible un miliamperímetro, una regla graduada para las distancias y una ficha para la toma de datos.

5.2.2. Características de la radiología dental

La radiología dental se caracteriza por no desarrollarse en su mayor parte en Servicios de radiología, por estar muy dispersa y ser bastante desconocida para el resto de profesionales no odontólogos.

Su uso va en considerable aumento y dado que la edad media de los pacientes es muy baja, es imprescindible conocer que dosis se están impartiendo.

Como el número de equipos es muy alto y también el de operadores, un comienzo en la toma de datos nos garantizará una reducción en las dosis por concienciación. Con algunas recomendaciones básicas sobre justificación, homogenización de técnicas, uso de protectores y filtros de contorno y programas de garantía de calidad con sus controles, en poco tiempo tendremos unas dosis mas bajas y más homogéneas.

5.2.3. Dosimetría en radiología intraoral

a) Con TLD, se colocan tres o cuatro dosímetros radiotransparentes calibrados en la zona de entrada y en los órganos de interés (cristalino, glándulas salivares, tiroides) a cinco pacientes adultos y a cinco niños a los que previamente se les ha explicado el proceso y solicitado su per-

miso, y se realiza la exploración prescrita con la técnica habitual, se le retiran los dosímetros debidamente identificados y se realiza un análisis estadístico entre los pacientes adultos y los pediátricos separadamente.

b) Mediante una medida indirecta determinar la dosis absorbida a la entrada. Para ello, medir la dosis absorbida en aire a la salida del cono con un detector o cámara de ionización para distintos tiempos, y tener en cuenta los coeficientes de calibración del detector, las correcciones por presión y temperatura y el factor de retrodispersión.

Medir las dosis en los puntos virtuales donde estarían los órganos de interés y calcular la dosis efectiva, multiplicando aquéllas por su factor de ponderación y sumándolas, o bien con un programa informático de cálculo de dosis efectiva.

5.2.4. Dosimetría en ortopantomografía

Los niveles de referencia diagnóstica NRD para la radiografía panorámica no están aún tan desarrollados como para la intraoral. En el Reino Unido se ha adoptado el concepto de dosis absorbida por anchura del haz, esto es, la máxima dosis que llega a la rendija de la película por la anchura del haz en la rendija medida sin paciente (NCRP, 2001). Otra opción es la medida del producto dosis-área del haz de radiación (PDA).

La propuesta más generalizada en la bibliografía y empleada en España es dar los dos NRD, la dosis absorbida en aire en la superficie de entrada en la región occipital (DSE) y el producto dosis-área (PDA) consistente en multiplicar la dosis absorbida en la superficie de entrada por el area barrida por el haz en la región occipital.

1. Para el primer caso fijamos un detector, suficientemente pequeño para que sea totalmente irradiado, en el extremo de salida del cono estableciendo adecuadamente la medida foco-detector. Caso de no ser esto posible podemos utilizar un cilindro prolongador para que el haz cubra el detector o emplear una cámara de lápiz calibrada para estas energías.

2. Una vez fijado el detector y conocida su distancia al foco, realizamos varios disparos completos con distintas técnicas (pediátricas y adulto) variando la tensión. Utilizaremos los kV que generalmente emplee el operador de la instalación. La intensidad suele ser fija. Hay que tener especial cuidado con el cable del detector que no vaya a engancharse en nada durante la rotación del tubo por lo que es recomendable fijar bien el cable y seguir el disparo tras el cristal plomado por si hay que abortarlo en cualquier momento.

3. A partir de las medidas obtenidas y de la medida foco-piel en la región occipital, calculamos la dosis absorbida en aire en la superficie de entrada sin retrodispersión. Para calcular la distancia foco-piel, podemos estimar un diámetro biparietal entre 18 y 24 cm y colocando correctamente un recipiente cilíndrico de estas dimensiones en el eje en función del tipo de equipo, podemos medir la distancia foco-piel.

4. Para medir el área irradiada en la región occipital colocamos la película en su soporte flexible y la pegamos al recipiente. En el extremo del colimador, una vez retirado el detector, colocamos un filtro de 2 mm de Cu que cubra el haz y realizamos una exposición sobre la película con la técnica habitual; una vez revelada la película, obtenemos el rectángulo irradiado y calculamos su área.

5.2.5. Dosimetría en TC para estudios de implantes

Se realiza de forma análoga a un estudio de cráneo, aunque una dosimetría individualizada requiere medidas "*in vivo*". Con TLD nos centraríamos en el cálculo de la dosis a través del índice de dosis de CT y/o del producto dosis-longitud.

5.2.6. Dosimetría en radiología dental digital

Cuando se utilizan técnicas digitales, es aún más importante vigilar la dosis en el tiempo, ya que un aumento de la dosis no implica un mayor ennegrecimiento de la película, debido al gran rango dinámico de los detectores. Esto es, el detector digital permite un intervalo de exposiciones de entre 3 y 4 órdenes de magnitud que cualquier combinación pantalla-película [Ricardo Torres, Curso de Radiología Digital de la SEFM, C05-SEFM/00. Valladolid. 2002]; la ventaja es que en general no hay que repetir la exposición por dar una técnica inadecuada, pero podemos estar dando una dosis extremadamente alta sin darnos cuenta y sobre todo sin aportar mayor información al diagnóstico, aunque pueden ser más agradables a la vista. En resumen, en radiología digital es conveniente una mayor frecuencia en la medida de la dosis pues si nos descuidamos puede tener tendencia a subir.

El método es análogo a los respectivos convencionales, aunque algunos equipos pueden incorporar un parámetro proporcional a la dosis que una vez calibrado podemos utilizar con mayor facilidad y periodicidad, pero sin olvidar el correspondiente a la técnica convencional.

6. Dosimetría en exploraciones complejas

Eva Corredoira Silva. Hospital Universitario La Paz de Madrid.

6.1. Introducción

Las exploraciones más típicas consideradas como "complejas" son: enema opaco (EO), esófagogastroduodenal con papilla de bario (EGD) y urografía intravenosa (UIV). Aunque se incluyen otro tipo de exploraciones, generalmente realizadas en un telemando donde además de obtener imágenes radiográficas del paciente se utiliza escopia para centrar las radiografías y para observar el paso del contraste, estas técnicas varían ampliamente en cuanto a proyecciones y parámetros seleccionados.

Las primeras referencias a nivel internacional aparecieron tras un estudio realizado durante 1990 en 20 hospitales ingleses por el Institute of Physical Sciences in Medicine (IPSM) y publicado en 1992. Se evaluaron grupos de 10 pacientes para cada tipo de exploración en cada hospital cuyos pesos medios estaban comprendidos entre 65 y 75 kg y se tomaron como valores de referencia los del tercer cuartil. Estos valores se muestran en la tabla 4.

Tipo de exploración	Valores de referencia de IPSM 1992 ($cGy.cm^2$)
EO	6000
EGD	2500
UIV	4000

Tabla 4. Valores de referencia en exploraciones complejas de IPSM.

Tipo de exploración	Reino Unido Media ($cGy.cm^2$)	Reino Unido Tercer cuartil ($cGy.cm^2$)	España Media ($cGy.cm^2$)	España Referencia ($cGy.cm^2$)
EO	4186	5295	4519	4654
EGD	1914	2404	3990	3983
UIV	2994	3670	3205	3814

Tabla 5. Valores de referencia en exploraciones complejas de España y Reino Unido.

Estudio	Nivel de referencia ($cGy.cm^2$)	
	NRPB, 1996	Nordic 96
UIV	4000	2000
EGD	2500	2500
EO	6000	5000

Tabla 6. Valores de referencia publicados en la guía PR109 de la Comunidad Europea.

	Media (Tercer cuartil)
Número de exposiciones	7,0 (7,0)
Tiempo de escopia (min)	0,5 (0,7)
Producto dosis.área ($cGy.cm^2$)	713 (857)
Dosis absorbida en ovarios (mGy)	4,6
Dosis efectiva (mSv)	3,14 (4,26)

Tabla 7. Dosis obtenidas en histerosalpingografías.

En 1992, un grupo del Departamento de Física Médica de La Universidad Complutense de Madrid publica valores de referencia de dosis al paciente en exploraciones de radiodiagnóstico que, igual que el documento elaborado por la Comunidad Europea en 1996, propone establecer los valores de referencia en función del tercer cuartil. Los valores propuestos y su comparación con los de Reino Unido aparecen en la tabla 5.

Finalmente, la Comunidad Europea publica en 1999 el documento de protección radiológica 109, que es una guía para establecer niveles de referencia diagnósticos para exposiciones médicas. Recomienda tomar los valores de 10 pacientes adultos de peso 70 ± 3 kg. Los niveles no deben ser sobrepasados,

y si se superan debe revisarse el procedimiento y el equipo. Se deben establecer niveles de referencia europeos y publica una tabla con niveles aceptables utilizados en diferentes estados miembros (Tabla 6).

Otro procedimiento considerado "complejo" es la histerosalpingografía (HSG). Es un procedimiento ginecológico habitual cuando existe sospecha de infertilidad, además de otras indicaciones. Utilizando rayos X y mediante la introducción de un contraste, se estudia la cavidad uterina y la permeabilidad de las trompas de Falopio. El procedimiento se efectúa sobre mujeres en edad fértil, que además tienen intención de procrear, por lo que es muy importante conocer y optimizar la dosis de radiación impartida al aparato reproductor femenino. Se debe por tanto estudiar la dosis en la superficie de entrada, que permita calcular la dosis absorbida recibida por los ovarios. En este sentido, J.M. Fernández y cols. en 1996, realizaron un estudio sobre los valores del producto dosis-área, dosis absorbida en aire en la superficie de entrada, dosis absorbida en ovarios y dosis efectiva en histerosalpingografía. Los resultados se muestran en la tabla 7.

6.2. Procedimientos de dosimetría en estudios complejos

6.2.1. Medida del producto dosis-área (*PDA*)

En exploraciones complejas la dosis de referencia estaría expresada en función del PDA, ya que al utilizar distintas proyecciones en escopia y en grafía, se recogería información sobre todo el estudio. Se mide mediante una cámara de transmisión colocada a la salida del tubo de rayos X, y la respuesta de la cámara se corrige comparándola con una cámara de referencia calibrada para la energía de los rayos X que se estén utilizando. El PDA es igual en todos los planos ortogonales al eje del haz de rayos X. La medida del PDA está relacionada con la dosis en la superficie de entrada (DSE) mediante la siguiente expresión:

$$PDA = D_0(DFC) \cdot A(DFC) = D_0(DFP) \cdot A(DFP) = \frac{DSE}{FRD} A(DFP)$$

donde D_0 es la dosis absorbida en aire y A es el área del campo de rayos X a las distancias especificadas entre paréntesis. DFC es la distancia foco-cámara y DFP la distancia foco-piel del paciente. FRD es el factor de retrodispersión, que no se tiene en cuenta en la medida del PDA, pero si en la medida de la DSE.

6.2.2. Medida de la dosis en la superficie de entrada

En estudios complejos la dosis en la superficie de entrada se puede estimar a través de los valores del rendimiento del equipo para diferentes kV_p o con dosímetros termoluminiscentes colocados en la piel del paciente. Estos métodos conllevan incertidumbres, ya que los parámetros relacionados con la técnica (tamaño de campo, posición, kV_p, y mA) varían a lo largo del estudio. Las incertidumbres serán mayores cuando se estima la DSE partiendo del rendimiento ya que se necesita promediar estos valores y es complicado determinar exactamente cuanto tiempo se ha utilizado un kV_p y con que mA. En las estimaciones directas con dosímetros termoluminiscentes, hay que tener en cuenta que el punto de medida puede quedar fuera del campo de radiación en parte del estudio.

6.2.3. Cálculo de la dosis absorbida en órganos

Calzado y cols. en 1991, publicaron dosis absorbidas en órganos y equivalente de dosis efectiva, ya en desuso, para EO, EGD, y UIV. Realizan los cálculos utilizando métodos de Monte Carlo considerando proyecciones tipo y hacen medidas con dosímetros TLD en maniquí antropomórfico. Los resultados de coeficientes de conversión del producto dosis-área a dosis absorbidas en órganos en tres de las exploraciones complejas más habituales EGD, EO y UIV aparecen en la tabla 8.

Órgano	Estudio		
	EGD	EO	UIV
Vejiga	0,047	0,266	0,643
Superficies óseas	0,035	0,173	0,066
Mama	0,086	0,032	0,053
Estómago	0,372	0,213	0,46
Intestino delgado	0,101	0,292	0,324
Intestino grueso alto	0,132	0,272	0,426
Intestino grueso bajo	0,043	0,260	0,301
Riñones	0,067	0,648	0,068
Hígado	0,254	0,188	0,278
Pulmones	0,222	0,054	0,011
Ovarios	0,063	0,317	0,260
Páncreas	0,173	0,217	0,190
Médula Roja	0,026	0,162	0,042
Testículos	0,025	0,229	0,185
Tiroides	0,091	0,003	0,000
Útero	0,041	0,301	0,389
Piel	0,035	0,104	0,118

Tabla 8. Coeficientes de conversión del producto dosis-área a dosis absorbida en órganos (mGy/Gy . cm^2).

Fernanadez y cols. evaluaron en 1996, la dosis absorbida en ovario para la histerosalpingografía obteniendo un valor de 4,6 mGy. Estas dosis se calculan partiendo de la dosis en la superficie de entrada medida en el estudio y utilizando coeficientes para el cálculo de dosis en órganos obtenidos por métodos de Monte Carlo.

Gregan y cols. comparan en 1998, las dosis utilizando técnicas digitales y convencionales en histerosalpingografías, encontrando una reducción de dosis considerable al utilizar un sistema digital. Los valores se muestran en la tabla 9.

	Convencional	Digital
DSE (mGy)	14,6	2,5
Dosis absorbida ovarios (mGy)	3,4	0,5

Tabla 9. Medias de dosis en la superficie de entrada y dosis absorbida en ovarios en histerosalpingografía.

6.2.4. Cálculo de la dosis efectiva

La dosis efectiva (E), es un parámetro dosimétrico que tiene en cuenta las dosis recibidas por todos los órganos radiosensibles, y es un indicador del riesgo estocástico. Sirve para comparar riesgos de diferentes estudios, así como con las dosis recibidas debidas al fondo radiactivo natural. E puede obtenerse midiendo la DSE o el PDA y multiplicándolos por coeficientes de conversión apropiados. En el estudio realizado por Yakoumakis y cols. comparan en 2001, la E estimada partiendo de DSE y PDA en UIV, y obtienen diferencias que son atribuibles a utilizar campos de radiación superiores al tamaño del chasis empleado. La conclusión a la que llegan es que la E estimada partiendo del PDA es más exacta que la obtenida partiendo de la DSE.

Huda y Gkanatsios en 1997, proponen un método para determinar la E de los pacientes sometidos a cualquier examen de rayos X diagnósticos a partir de la energía impartida al paciente (ε). La ε puede determinarse del PDA. Los valores de E/ε se obtienen de datos dosimétricos obtenidos de cálculos de Monte Carlo de 68 proyecciones de rayos X en un maniquí antropomórfico adulto.

Los coeficientes más importantes que influyen en E/ε son la región irradiada y la proyección, debido a la ausencia o presencia de órganos radiosensibles.

Ruiz Cruces y cols. obtienen en 2012, valores de conversión del PDA en dosis efectiva con una incertidumbre, según los autores, del orden del 20-25%. Los valores obtenidos se muestran en la tabla 10.

Procedimiento	Coef. de conversión (Cruces y cols., 2000)	Coef. de conversión (Hart y Wall, 1995)
TE	0,197	
EGD	0,205	0,2
TI		0,257
ETI	0,259	
EO	0,205	0,3

Tabla 10. Coeficientes de conversión E/PDA (mSv/Gy . cm^2).

En la tabla 10 se presentan también los coeficientes de conversión obtenidos por Hart y Wall en 1995. Los coeficientes de conversión obtenidos por ambos autores para EGD son similares. El coeficiente obtenido por Hart y Wall para TI es similar al obtenido por Ruiz Cruces y colaboradores para ETI.

7. Dosimetría en mamografía

Pedro Ruiz Manzano. Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa" de Zaragoza.

7.1. Introducción

Las referencias consideradas a la hora de valorar las magnitudes representativas de las dosis impartidas en mamografía y sus valores numéricos son:

- European Commission. European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images, Report EUR 16260 EN. June 1996.
- Protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico. Aspectos técnicos.1996.
- European Commission. European Protocol on Dosimetry in Mamography. Report EUR 16263 EN. June1996.
- European Commission. European guidelines for quality assurance in mammography screening. June 1996.
- Real Decreto 1976/1999 por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico.
- Protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico. Aspectos técnicos. Revisión I. 2003.

Las magnitudes dosimétricas utilizadas en mamografía son las siguientes:

1) Kerma en aire en la superficie de entrada sin retrodispersión ($ESAK$).
2) Dosis absorbida en aire en la superficie de entrada de la mama con retrodispersión (DSE).
3) Dosis glandular media en la mama (D_{GM}).

Estas tres magnitudes se han convertido actualmente en magnitudes de referencia en la dosimetría de la mama. Si bien todas se relacionan con la dosis final impartida a una paciente, se han de clarificar algunos detalles:

- Las dos primeras magnitudes se diferencian únicamente en el denominado factor de retrodispersión (FRD, adimensional), esto es, el cociente entre la dosis absorbida medida en aire a la entrada de un determinado material (en este caso, el tejido de la mama) y kerma en aire medido bajo idénticas condiciones en ausencia del material dispersor (en este caso, sin mama). Así pues, la relación entre estas magnitudes será la siguiente:

$$DSE = FRD \cdot ESAK$$

- La dosis glandular media, tercera magnitud utilizada, es el mejor estimador de riesgo de carcinogénesis y, por tanto, ha de convertirse en el principal indicador en la dosimetría de la mama. En lo referente al procedimiento que se sigue para su estimación, que se explicará en este mismo documento más adelante, puede decirse que, en líneas generales, se obtiene a partir de la corrección del $ESAK$ mediante unos factores adimensionales. Como quiera que la obtención de estos factores mediante un método empírico a partir de sujetos reales es evidentemente imposible, se obtienen mediante simulación con métodos de Monte Carlo y posterior comprobación empírica con modelos. Los valores numéricos obtenidos dependen tanto de factores que tienen en cuenta la calidad del haz (tensión, filtración y material constitutivo del ánodo) como de factores propios de la mama (espesor y composición), por lo que para dicha estimación se deberán conocer en detalle algunos de ellos (tensión, capa hemirreductora en cada tensión (CHR), material constitutivo del ánodo y espesor de la mama comprimida) y se tendrán que realizar aproximaciones sobre otros (composición de la mama).

El **"European Protocol on Dosimetry in Mammography"** de 1996 constituye el documento más detallado y específico en dosimetría de los que se van a citar en esta revisión. En él, desde un primer momento se hace especial hincapié en diferenciar claramente, a efectos de todo lo que en él se va a relacionar, la dosis absorbida en aire (con retrodispersión) y el kerma en aire (sin retrodispersión).

Dado que se trata de un documento específico de dosimetría en mamografía, detalla no sólo los métodos de estimación de la dosis absorbida y de kerma, ambos en aire, sino que también los relaciona con las disponibilidades materiales y organizativas con que se cuenta.

En lo que se refiere a los valores de referencia, este documento establece límites para las magnitudes de $ESAK$ y dosis glandular media con maniquí y valores de referencia para $ESAK$ y dosis glandular media a pacientes reales; además, dado su carácter monográfico, refiere exhaustivamente tanto procedimientos como, lo que es tan importante como los procedimientos, los parámetros técnicos que permiten una interpretación correcta de los resultados (espesores, ennegrecimientos, etc.)

En lo que se refiere al kerma en aire a la entrada del maniquí patrón (4,5 cm de PMMA), los valores límite los especifica en proyección craneocaudal en función de la densidad óptica lograda en la película para condiciones clínicas (esto es, seleccionando en el mamógrafo la misma técnica que la adecuada para la paciente real correspondiente), según la siguiente tabla:

Límite de *ESAK* (mGy)	Ennegrecimiento neto correspondiente (D.O.)
9	0,8
11	1,0
13	1,2
15	1,4
17	1,6
19	1,8

En lo que se refiere a medidas en pacientes, el valor de referencia para *ESAK* lo fija en 10 mGy, bajo las siguientes condiciones:

- Se deben tomar como mínimo las medidas de 10 pacientes con mamas comprimidas comprendidas en el rango de espesores [4-6] cm.
- Se realizará la media del total de las medidas realizadas.

Finalmente, en el caso de la dosis glandular media, los valores se expresan tanto para la dosis glandular media obtenida utilizando el maniquí patrón como la estimada en un conjunto de pacientes. En el primer caso, se calcularía *en condiciones clínicas* el kerma en aire a la entrada del maniquí estándar de 4,5 cm de PMMA en proyección craneocaudal. Una vez obtenido este valor, en función de la CHR del equipo a la tensión utilizada, y para la mama considerada 50/50, se obtendría a partir de las tablas existentes en la bibliografía el factor multiplicador que relaciona kerma en aire a la entrada en aire con dosis glandular media. Como se ha estimado para el maniquí patrón, esta magnitud es la *dosis glandular media típica*, que se encuentra referenciada para distintos ennegrecimientos de acuerdo con la siguiente tabla:

Límite de la dosis glandular media típica (mGy)	Ennegrecimiento neto correspondiente
1,8	0,8
2,3	1,0
2,8	1,2
3,2	1,4
3,6	1,6
4,0	1,8

Esta magnitud, constituye un límite objetivo para cada conjunto equipo-sistema de imagen, al ser independiente de la variabilidad que se puede encontrar en mamas reales.

En lo que se refiere al documento **EUR 16260 EN "European Commission. European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images"** de 1996, ya citado, propone para la *dosis en aire en la superficie de entrada* en las proyecciones mediolateral oblicua y craneocaudal el valor de referencia de 10 mGy para paciente de tamaño medio, mama comprimida de 5 cm de espesor y con rejilla. No delimita valores de referencia de densidad óptica. Además, refiriéndose al "European Protocol on Dosimetry in Mammography" hace notar que éste relaciona el valor de 10 mGy para pacientes con mamas en el intervalo [4-6] cm; así pues, respecto al valor de dispersión, el cual diferencia a ambos parámetros, refiere que *"dicho factor sólo suele ser de 1,09 en las mamografías, de manera que la diferencia entre las dosis superficial medida y el kerma se considera insuficiente para justificar valores de referencia distintos para los dos parámetros".*

En **"European guidelines for quality assurance in mammography screening"** de 1996, se establecen tolerancias para los parámetros representativos del funcionamiento de los equipos de mamografía, reveladoras, etc. y fija también un *valor límite para el ESAK* del maniquí de PMMA *en condiciones de referencia* en función del espesor de dicho maniquí y del ennegrecimiento óptico neto logrado, de acuerdo con la siguiente tabla:

Límite de *ESAK* (mGy)	Espesor del maniquí de PMMA (cm)	Ennegrecimiento neto correspondiente (D.O.)
10	4	1
12	4,5	1
20	5	1

Para otros ennegrecimientos, se establecen en su Apéndice 3 para el maniquí de 4,5 cm de PMMA otros *límites de ESAK* y de *dosis glandular media típica*, de acuerdo con la siguiente tabla:

Límite de *ESAK* (mGy)	Límite de la dosis glandular media típica (mGy)	Ennegrecimiento neto correspondiente (D.O.)
9,8	1,6	0,8
12,0	2,0	1,0
14,2	2,4	1,2
16,5	2,8	1,4
18,7	3,1	1,6
20,9	3,5	1,8

En Noviembre de 2003 aparece un "*Addendum*" del **"European guidelines for quality assurance in mammography screening"** sobre mamografía digital con el título: "The European Protocol for the Quality Control of the physical and technical aspects of mammography screening. "*Addendum*" on digital Mammography". En este "*addendum*" se establecen valores máximos de dosis glandular media para diferentes espesores de PMMA indicando los valores aceptables y los deseables. Esos valores se muestran en la tabla siguiente:

Espesor de PMMA (cm)	Espesor equivalente de mama (cm)	Máximo DGM aceptable (mGy)	Máximo DGM deseable (mGy)
2,0	2,1	< 0,8	< 0,6
3,0	3,2	< 1,3	< 1,0
4,0	4,5	< 2,0	< 1,6
4,5	5,3	< 2,5	< 2,0
5,0	6,0	< 3,3	< 2,6
6,0	7,5	< 5,0	< 4,0
7,0	9,0	< 7,3	< 5,8

El **"Real Decreto 1976/1999 de 29 de diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en Radiodiagnóstico"**, establece para un conjunto mínimo de pacientes que el *valor de referencia para la dosis absorbida en aire en la superficie de entrada* no supere los 10 mGy. No hace, sin embargo, referencia a un rango de espesores de mama ni a la corrección de este valor de referencia en función de la densidad óptica utilizada en la Unidad. Adicionalmente, cita como criterio para la aceptabilidad de las instalaciones de radiodiagnóstico en mamografía las dosis de referencia de la tabla siguiente:

ESAK (mGy)	Espesor del maniquí de PMMA (cm)
≤10	4
≤12	4,5
≤20	5

CHR (mmAl)	Factor de retrodispersión
0,25	1,07
0,3	1,07
0,35	1,08
0,4	1,09
0,45	1,1
0,5	1,11
0,55	1,12
0,6	1,12
0,65	1,13

Tabla 11. Factor de retrodispersión en función de la CHR.

En este caso, no refiere corrección alguna en función del ennegrecimiento óptico logrado. Idénticas referencias aparecen en el documento de la Comisión Europea "Protección Radiológica 91, Criterios para la aceptabilidad de instalaciones radiológicas (incluyendo radioterapia) y de medicina nuclear".

Finalmente, el **"Protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico. Aspectos técnicos. Revisión I (2003)"** cita primeramente el Report EUR 16260 EN "European Commission. European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images" de 1996, con su valor de referencia (10 mGy para la dosis absorbida en aire en la superficie de entrada de la mama, con un valor de retrodispersión de 1,08), para pasar luego a fijar el valor en 10 mGy *para el kerma en aire a la entrada del maniquí de 4,5 cm de PMMA*.

En este documento se establece una tolerancia para la dosis glandular típica de 2 mGy y se remite de nuevo al lector para más detalle y para el cálculo de la dosis glandular media al "European Protocol on Dosimetry in Mammography", versión de 1996.

En 2011, IAEA publica el documento "IAEA HUMAN HEALTH SERIES No. 17: Quality assurance programme for digital mammography" donde se modifican los valores de dosis glandular media aceptables y deseables. Esos valores se muestran en la tabla siguiente y aparecen también recogidos en la actualización del Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico de 2011.

Espesor de PMMA (cm)	Espesor equivalente de mama (cm)	Máximo DGM aceptable (mGy)	Máximo DGM deseable (mGy)
2,0	2,1	< 1,0	< 0,6
3,0	3,2	< 1,5	< 1,0
4,0	4,5	< 2,0	< 1,6
4,5	5,3	< 2,5	< 2,0
5,0	6,0	< 3,0	< 2,4
6,0	7,5	< 4,5	< 3,6
7,0	9,0	< 6,5	< 5,1

A continuación se describen los procedimientos de "European Commission. European Protocol on Dosimetry in Mammography. Report EUR 16263 EN" para determinar las magnitudes dosimétricas en mamografía. Se incluyen varios anexos de interés.

7.2. Procedimientos de dosimetría en mamografía

7.2.1. Medidas en pacientes. Determinación del $ESAK$

7.2.1.1 Mediante dosímetros TL de un laboratorio

- Dosímetros TL calibrados en kerma en aire en una CHR próxima a 0,4 mm Al (desviación máxima y repetibilidad mejor que $\pm$ 10%). En bolsas numeradas.
- Seleccionar 10 pacientes cuyas mamas comprimidas sean de 4-6 cm de espesor. Para cada paciente y para la misma proyección, poner una bolsita en el cuadrante superior interno de la mama.
- Leer los dosímetros y expresar los resultados como DSE. Obtener el $ESAK$ dividiendo por el factor de retrodispersión (Tabla 11) (1,09 si no se conoce la CHR). Hallar la media del $ESAK$.
- Comparar la media del $ESAK$ con el valor de referencia de 10 mGy.

7.2.1.2 Mediante calibración del rendimiento

- Elegir un dosímetro con rango de 0,5 a 100 mGy y desviación máxima mejor que $\pm$ 10% y repetibilidad mejor que $\pm$ 5%. Calibrarlo en unidades de kerma en aire en una CHR próxima a 0,4 mm Al.
- El medidor de carga del tubo en mAs (del equipo o externo) tendrá desviación máxima y reproducibilidad mejor que $\pm$ 5%.
- Seleccionar 10 pacientes cuyas mamas comprimidas sean de 4-6 cm de espesor. Para la misma proyección de cada paciente anotar el valor de los mAs de cada exposición.

- Colocar el detector de radiación en la **posición de referencia** (a 45 mm sobre la mesa, a 60 mm de pared costal, centrado lateralmente).El dispositivo de compresión entre el detector y el tubo de rayos X.
- Usar el modo de exposición manual y el kV, ánodo y filtro usados clínicamente.
- Anotar las lecturas de kerma en aire por unidad de carga (mGy/mAs), para valores de carga que cubran el rango de valores registrados en los pacientes.
- Calcular la media de la carga para las 10 pacientes.
- Calcular el valor medio del $ESAK$ para el valor medio de la carga de tubo.
- Comparar la media del $ESAK$ con el valor de referencia de 10 mGy.

7.2.2. Medidas en maniquí patrón. Determinación del $ESAK$

7.2.2.1. Mediante dosímetros TL de un laboratorio

- Dosímetros TL calibrados en kerma en aire en una CHR próxima a 0,4 mm Al (Desviación máxima y repetibilidad mejor que ± 10%). En bolsitas numeradas. Se necesitan dos bolsitas para cada unidad mamográfica.
- Maniquí patrón de 45 ± 0,5 mm de PMMA, rectangular de 150 mm x 100 mm o semicircular de radio 100 mm.
- Tira sensitométrica con densidades ópticas etiquetadas de 0,8 a 2,0 DO en escalones de unos 0,2 DO o densitómetro.
- Poner el equipo de rayos X en proyección craneo-caudal, con el dispositivo de compresión en su lugar y un chasis cargado en el bucky. Poner el maniquí centrado sobre la mesa y colocar la bolsita del TLD en la **posición de referencia** (sobre el maniquí, a 60 mm de pared costal) y hacer una exposición en las condiciones clínicas para una mama tamaño estándar.
- Revelar y verificar que la densidad de la película (incluida base+velo) está dentro del rango 1-1,5 DO, comparando con la tira sensitométrica o con el densitómetro.
- Cambiar la bolsita del TLD por la segunda. Si la DO estaba dentro del rango, hacer una segunda exposición buscando una DO de 1,2 (incluido base+velo). Si la DO estaba fuera de rango repetir la exposición buscando una DO entre 1 y 1,5, ajustando los mAs.
- Revelar una película sin exponer y estimar la densidad óptica de fondo comparando con la tira sensitométrica.

- Leer los dosímetros y expresar los resultados como DSE. Obtener el $ESAK$ dividiendo por el factor de retrodispersión (Tabla 11) (1,09 si no se conoce la CHR). Hallar la media del $ESAK$.
- Medir la DO en el punto de referencia, tanto de las películas expuestas como de la no expuesta. Enviar los resultados.
- Comparar el valor del $ESAK$ al límite de 11 mGy correspondiente a la DO neta de 1,0 (Tabla 13).

7.2.2.2. Mediante calibración del rendimiento

Elegir un dosímetro con rango de 0,5 a 100 mGy y desviación máxima mejor que ± 10% y repetibilidad mejor que ± 5%. Calibrarlo en unidades de kerma en aire en una CHR próxima a 0,4 mm Al.

- Maniquí patrón de 45 ± 0,5 mm de PMMA, rectangular de 150 mm x 100 mm o semicircular de radio 100 mm.
- Densitómetro calibrado con resolución de 0,01 DO, desviación máxima y repetibilidad mejores que el ± 2% y el ± 1% respectivamente, en el rango de hasta 3,00 DO.
- El medidor de carga del tubo en mAs (del equipo o externo) tendrá desviación máxima y reproducibilidad mejor que ± 5%.
- Hay que determinar el valor de la carga del tubo para una correcta exposición del maniquí y después determinar el $ESAK$ para esa carga.
- Poner el equipo de rayos X en proyección craneo-caudal, con el dispositivo de compresión en su lugar y un chasis cargado en el bucky. Poner el maniquí centrado sobre la mesa y colocar sobre el mismo el dispositivo de compresión y hacer una exposición en las condiciones clínicas para una mama tamaño estándar. Anotar el valor de la carga.
- Revelar y verificar que la densidad de la película (incluida base+velo) está dentro del rango 1-1,5 DO.
- Quitar el maniquí y colocar el detector de radiación en la **posición de referencia** (a 45 mm sobre la mesa, a 60 mm de pared costal, centrado lateralmente).El dispositivo de compresión entre el detector y el tubo de rayos X.
- Seleccionar el modo de exposición manual y, con la carga determinada arriba, hacer una exposición y anotar la lectura del detector. Expresar el resultado como $ESAK$.
- Comparar el valor del $ESAK$ con el límite de 11 mGy correspondiente a una densidad óptica neta de 1,0 DO (para otras DO, ver tabla 12).

D.O. neta	$ESAK$	$ESAK$ (Cribado)
0,8	9	9,8
1	11	12
1,2	13	14,2
1,4	15	16,5
1,6	17	18,7
1,8	19	20,9

Tabla 12. Límite de $ESAK$ en función de DO neta (usando maniquí).

7.2.3. Determinación de la "Dosis Glandular Media"

7.2.3.1 Mediante maniquí patrón

- Determinar el $ESAK$ en las condiciones establecidas en el punto 7.2.2.
- Determinar la CHR en condiciones de haz estrecho:
- Situar el detector de radiación sobre la mesa, centrado a 60 mm de pared costal.
- Colocar un diafragma de plomo (0,5 mm mínimo), sobre el dispositivo de compresión, a medio camino entre el foco y el detector, alineado de forma que el campo de radiación cubra completamente el detector.
- Seleccionar el kV, mAs (manual) y tamaño de foco utilizados rutinariamente.
- Realizar un número suficiente de exposiciones para establecer la repetibilidad sin absorbentes de aluminio y anotar las lecturas del detector.
- Repetir el procedimiento con las láminas de aluminio de diferentes espesores, cubriendo el diafragma de plomo.
- Repetir la medida sin filtros.
- Derivar el valor de la CHR por interpolación.
- La "Dosis Glandular Media", D_{GM}, para la mama estándar, a partir de medidas en el maniquí se obtiene:

$$D_{GM} = g_{PB} \cdot K_a$$

donde K_a es el $ESAK$ medido a los mAs correspondientes a la correcta exposición del maniquí estándar y g_{PB} se obtiene de la tabla 13.

- La CHR debe diferir en menos de 0,05 mm de los valores esperados.
- Comparar el valor de la D_{GM} con el límite de 2,3 mGy, para una densidad neta de 1,0 DO (para otras densidades, ver tabla 14).

CHR	g_{pb}
0,25	0,149
0,3	0,177
0,35	0,202
0,4	0,223
0,45	0,248
0,5	0,276
0,55	0,304
0,6	0,326
0,65	0,349

Tabla 13. g_{pb}: Mo/Mo; 4,5 cm de maniquí de PMMA (equiv.5 cm de espesor); 50% graso, 50% adiposo.

D.O. neta	D_{GM}	D_{GM} (Cribado)
0,8	1,8	1,6
1	2,3	2
1,2	2,8	2,4
1,4	3,2	2,8
1,6	3,6	3,1
1,8	4	3,5

Tabla 14. Límite de D_{GM} en función de DO neta (usando maniquí).

7.2.3.2 Mediante medidas en pacientes

- Determinar la CHR como anteriormente.
- Para evaluar la D_{GM} hay que registrar los datos de condiciones de exposición, y espesor de mama comprimida, de al menos 50 pacientes:
- Anotar los datos de cada paciente, separando los de cada mama (tipo de proyección, nº imágenes por proyección, repeticiones).
- Anotar, para cada exposición, los valores de kV, mAs, combinación ánodo filtro y espesor de mama comprimida.
- Determinar el rendimiento para todas las combinaciones ánodo-filtro y kV relevantes, en la posición de referencia.

- Calcular el $ESAK$ para cada exposición (rendimiento x mAs, corregido por el inverso del cuadrado de la distancia si es necesario).
- Calcular la D_{GM} de cada exposición multiplicando el $ESAK$ por g.

$$D_{GM} = g \cdot K$$

donde K es el $ESAK$ medido para cada exposición y g se obtiene de la tabla 15.

- Calcular la D_{GM} promedio por exposición para todos los pacientes.
- Calcular la D_{GM} por examen para cada paciente, sumando las D_{GM} de cada mama y dividiendo por 2, ya que los factores de riesgo se refieren a la exposición de las dos mamas.
- Calcular la D_{GM} promedio para todos los pacientes.
- Calcular el valor medio de todos los espesores de mama.
- La CHR debe diferir en menos de 0,05 mm de los valores esperados.
- D_{GM} por exposición: no debe diferir más de ±50% del valor obtenido con el maniquí estándar (causas: técnica diferente, espesor mucho mayor que 50 mm por menor compresión o grupo étnico).En todo caso, la D_{GM} por exposición es mejor indicador del riesgo que la D_{GM} estándar.
- La D_{GM} promedio por examen es la que debe usarse para la evaluación del riesgo, cuando se hace un análisis riesgo-beneficio.

CHR	2 cm	3 cm	4 cm	4,5 cm	5 cm	6 cm	7 cm	8 cm	9 cm	10 cm	11 cm
0,25	0,339	0,234	0,174	0,155	0,137	0,112	0,094	0,081			
0,3	0,39	0,274	0,207	0,183	0,164	0,135	0,114	0,098	0,0859	0,0763	0,0687
0,35	0,433	0,309	0,235	0,208	0,187	0,154	0,13	0,112	0,0981	0,0873	0,0786
0,4	0,473	0,342	0,261	0,232	0,209	0,172	0,145	0,126	0,1106	0,0986	0,0887
0,45	0,509	0,374	0,289	0,258	0,232	0,192	0,163	0,14	0,1233	0,1096	0,0988
0,5	0,543	0,406	0,318	0,258	0,258	0,214	0,177	0,154	0,1357	0,1207	0,1088
0,55	0,573	0,437	0,346	0,311	0,287	0,236	0,202	0,175	0,1543	0,1375	0,124
0,6	0,587	0,466	0,374	0,339	0,31	0,261	0,224	0,195	0,1723	0,154	0,1385
0,65	0,622	0,491	0,399	0,363	0,332	0,282	0,244	0,212			
0,7	0,644	0,514	0,421	0,384	0,352	0,300	0,259	0,227			
0,8	0,682	0,555	0,460	0,422	0,389	0,333	0,289	0,254			
0,9	0,721	0,592	0,500	0,473	0,430	0,378	0,327	0,293			
1,0	0,733	0,623	0,534	0,497	0,464	0,407	0,360	0,321			
1,2	0,777	0,675	0,588	0,550	0,516	0,456	0,406	0,364			
1,4	0,813	0,717	0,632	0,594	0,559	0,497	0,444	0,399			
1,6	0,842	0,753	0,670	0,632	0,596	0,533	0,479	0,432			
1,8	0,865	0,783	0,704	0,666	0,631	0,567	0,511	0,463			
2,0	0,886	0,810	0,734	0,696	0,660	0,596	0,540	0,490			

Tabla 15. Factor *g* para mamas de diferentes espesores en función de CHR.

Agradecimientos. Mi agradecimiento a Mª Angeles Rivas Ballarin, Especialista en Radiofísica Hospitalaria del Servicio de Física y P.R. del H.C.U. "Lozano Blesa" de Zaragoza, a Francisco Javier Rosales Espizua, Especialista en Radiofísica Hospitalaria del Servicio de Física y P.R. del H. de Basurto de Bilbao, y a Oscar Martínez de la Fuente, Especialista en Radiofísica Hospitalaria y Profesor titular del Departamento de Ingeniería Nuclear y Mecánica de Fluidos de la UPV, por sus aportaciones en el desarrollo de este tema.

Anexo 7.1

Método paramétrico de Robson para la obtención del rendimiento y CHR en mamografía

(Basado en la publicación: Robson K J. "A parametric method for determining mammographic X-ray tube output and half value layer". Br J Radiol. 2001; 74: 335-340).

Mediante un programa de ordenador que simula espectros de diferentes ánodos y filtros, se han obtenido datos que permiten el cálculo del rendimiento y la CHR para el rango de kV utilizados en condiciones clínicas.

Las ecuaciones que rigen el comportamiento del rendimiento y CHR son las siguientes:

$$\text{Log}_{10}(\text{kerma aire}) = n.\text{Log}_{10}(kV) + Log_{10}(A)$$

$$CHR = a.(kV)^2 + b.(kV) + c$$

donde los valores de n, a y b dependen de la combinación ánodo-filtro y se detallan en la tabla 16.

Combinación ánodo/filtro	Espesor de filtro	n	a	b
Mo/30 μm Mo	36,1 μm	3,06	-0,00033	0,0273
Mo/25 μm Rh	29,9 μm	3,24	-0,00062	0,0445
Rh/25 μm Rh	29,9 μm	3,03	-0,00051	0,0425
W/50 μm Rh	58,9 μm	1,96	-0,00054	0,0403
Rh/1,0 mm Al	1,20 mm	4,39	-0,00113	0,0909
Mo/1,0 mm Al	1,20 mm	4,23	-0,00078	0,0593

Tabla 16. Valores de n, a y b para cada combinación ánodo-filtro.

Para determinar el rendimiento y la CHR a cualquier kV se hace lo siguiente:

1) Medir el potencial del tubo para 28 kV nominales para cada combinación ánodo-filtro.

b) Medir el rendimiento del tubo y la CHR a 28 kV nominales para cada combinación ánodo-filtro.

c) Usar los valores de rendimiento y CHR obtenidos en las ecuaciones anteriores con los parámetros apropiados de la tabla para calcular los valores A y c de dichas ecuaciones.

d) Conocidos ahora todos los parámetros, se puede calcular el rendimiento y la CHR para cualquier otro kV en el rango de 25-32 kV.

Las desviaciones máxima y la media entre el rendimiento medido y el estimado con este método serían del 9,2% y 2,5% respectivamente. Las correspondientes desviaciones en la estimación de CHR serían del –3,5% y 1%. En el peor de los casos (32 kV, Rh/Al, 8 cm de mama), la desviación introducida en el cálculo de la dosis glandular media usando este modelo sería del 9,2%. Las desviaciones son más pequeñas en las exposiciones típicas.

Anexo 7.2

Correcciones del factor g (ánodo-filtro, composición glandular)

(Basado en: Dance D.R., Skinner C.L., et al. "Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol". Phys. Med. Biol. 2000; 45: 3225-3240).

El factor g de la tabla 15 está calculado para una combinación ánodo-filtro Mo-Mo y para una composición de la mama del 50% tejido glandular y 50% tejido adiposo. Pero g varia en función de la combinación ánodo-filtro utilizada y también en función del % de tejido glandular de la mama. Además unos nuevos factores g fueron calculados en 1997 por Thilander-Klang. Por todo ello Dance y cols. proponen la siguiente ecuación para la obtención de la "Dosis Glandular Media":

$$D_{GM} = g \cdot K \cdot c \cdot s$$

donde K es el $ESAK$ medido para cada exposición y g se obtiene de la tabla 15, s es el factor de corrección en función de la combinación ánodo-filtro de la tabla 17 y c es el factor de corrección en función de la composición glandular de la mama.

Anodo-filtro	Factor s	Desviaciones Máximas (%)
Mo-Mo	1,000	3,1
Mo-Rh	1,017	2,2
Rh-Rh	1,061	3,6
W-Rh	1,042	2,4
Rh-Al	1,044	2,1

Tabla 17. Factor s y desviaciones máximas cometidas.

El factor c depende de la CHR, espesor de la mama y del % de tejido glandular de la mama. El % de tejido glandular se puede estimar en función del espesor de la mama y de la edad de la paciente según los valores de la tabla 18.

Esp. (cm) mama comp.	% glandul. 40-49 años	% glandul. 50-64 años
2	100	100
3	82	72
4	65	50
5	49	33
6	35	21
7	24	12
8	14	7
9	8	4
10	5	3
11	5	3

Tabla 18. % de tejido glandular en función de la edad y el espesor.

A partir de la tabla 18 y de la dependencia del factor c, Dance y cols. proponen utilizar unos factores c que dependen de la CHR y espesor de la mama para cada grupo de edad de pacientes. Estos valores se muestran en las tablas 19 y 20.

Espesor (cm)	CHR (mm Al)						
mama	0,3	0,35	0,4	0,45	0,5	0,55	0,6
2	0,885	0,891	0,9	0,905	0,91	0,914	0,919
3	0,894	0,898	0,903	0,906	0,911	0,915	0,918
4	0,94	0,943	0,945	0,947	0,948	0,952	0,955
5	1,005	1,005	1,005	1,004	1,004	1,004	1,004
6	1,08	1,078	1,074	1,074	1,071	1,068	1,066
7	1,152	1,147	1,141	1,138	1,135	1,13	1,127
8	1,22	1,213	1,206	1,205	1,199	1,19	1,183
9	1,27	1,264	1,254	1,248	1,244	1,235	1,225
10	1,295	1,287	1,279	1,275	1,272	1,262	1,251
11	1,294	1,29	1,283	1,281	1,273	1,264	1,256

Tabla 19. Factor c, para el grupo de edad, 40 a 49 años.

Espesor (cm)	CHR (mm Al)						
mama	0,3	0,35	0,4	0,45	0,5	0,55	0,6
2	0,885	0,891	0,9	0,905	0,91	0,914	0,919
3	0,925	0,929	0,931	0,933	0,937	0,94	0,741
4	1	1	1	1	1	1	1
5	1,086	1,082	1,081	1,078	1,075	1,071	1,069
6	1,164	1,16	1,151	1,15	1,144	1,139	1,134
7	1,232	1,225	1,214	1,208	1,204	1,196	1,188
8	1,275	1,265	1,257	1,254	1,247	1,237	1,227
9	1,299	1,292	1,282	1,275	1,27	1,26	1,249
10	1,307	1,298	1,29	1,286	1,283	1,272	1,261
11	1,306	1,301	1,294	1,291	1,283	1,274	1,266

Tabla 20. Factor c, para el grupo de edad, 50 a 64 años.

Finalmente, Dance y cols. en el año 2000, obtienen una relación entre el espesor de la mama comprimida en pacientes de 50 a 64 años y un maniqui de PMMA. La relación se muestra en las tablas 21 y 22.

Esp.(cm) PMMA	Esp. (cm) mama comp.	% glandul. 50-64 años
2	2,1	97
3	3,2	67
4	4,5	40
4,5	5,3	29
5	6	20
6	7,5	9
7	9	4
8	10,3	3
8,5	10,9	3

Tabla 21. Equivalencia PMMA y espesor de mama (50-64 años).

Esp. (cm) mama comp.	% glandul. 50-64 años	Esp.(cm) PMMA
2	100	1,9
3	72	2,8
4	50	3,6
5	33	4,3
6	21	5
7	12	5,6
8	7	6,3
9	4	7
10	3	7,8
11	3	8,6

Tabla 22. Equivalencia espesor de mama (50-64 años) y PMMA.

Anexo 7.3

Procedimiento para la determinación de la DGM en mamografía según "The European Protocol for the Quality Control of the physical and technical aspects of mammography screening. Addendum on digital Mammography".

En el Apéndice 1 de "The European Protocol for the Quality Control of the physical and technical aspects of mammography screening (Addendum on digital Mammography)" se describen los métodos para el cálculo de la DGM de la mama clínica y de la mama estándar con simuladores de PMMA para la mamografía digital.

En el caso de la mama clínica, propone la misma ecuación para la obtención de la "Dosis Glandular Media" que la descrita en el anexo 7.2:

$$\bar{D}_{GM} = g \cdot K \cdot c \cdot s$$

donde K es el $ESAK$ medido para cada exposición y g se obtiene de la tabla 15, s es el factor de corrección en función de la combinación ánodo-filtro de la tabla 17 y c es el factor de corrección en función de la composición glandular de la mama que se obtendrá de las tablas 19 y 20 que dependen de la CHR y espesor de la mama para cada grupo de edad de pacientes.

La misma ecuación se propone en el caso de la estimación de la DGM de la mama estándar con simuladores de PMMA, pero en este caso el factor g se obtendrá de la tabla 23 (diferente de la utilizada para mama clínica), el factor c de la tabla 24 (aplicable para simular mama estándar de pacientes entre 50 y 64 años) y el factor s de la tabla 17.

Espesor de PMMA (cm)	2	3	4	4,5	5	6	7	8
Espesor de mama equivalente (cm)	2,1	3,2	4,5	5,3	6,0	7,5	9,0	10,3
CHR (mm Al)	Valores de g para mama estándar simulada con PMMA							
0,25	0,329	0,222	0,155	0,130	0,112	0,088		
0,3	0,378	0,261	0,183	0,155	0,135	0,106	0,086	0,074
0,35	0,421	0,294	0,208	0,177	0,154	0,121	0,098	0,085
0,4	0,460	0,326	0,232	0,198	0,172	0,136	0,111	0,096
0,45	0,496	0,357	0,258	0,220	0,192	0,152	0,123	0,106
0,5	0,529	0,388	0,285	0,245	0,214	0,166	0,136	0,117
0,55	0,559	0,419	0,311	0,272	0,236	0,189	0,154	0,133
0,6	0,585	0,448	0,339	0,295	0,261	0,210	0,172	0,149

Tabla 23. Factor g para mama estándar simulada con PMMA.

Espesor de PMMA (cm)	2	3	4	4,5	5	6	7	8
Espesor de mama equivalente (cm)	2,1	3,2	4,5	5,3	6,0	7,5	9,0	10,3
% de glandularidad	97	67	41	29	20	9	4	3
CHR (mm Al)	Valores de c para mama estándar simulada con PMMA							
0,3	0,889	0,940	1,043	1,109	1,164	1,254	1,299	1,307
0,35	0,895	0,943	1,041	1,105	1,160	1,245	1,292	1,299
0,4	0,903	0,945	1,040	1,102	1,151	1,235	1,282	1,292
0,45	0,908	0,946	1,039	1,099	1,150	1,231	1,275	1,287
0,5	0,912	0,949	1,037	1,096	1,144	1,225	1,270	1,283
0,55	0,917	0,952	1,035	1,091	1,139	1,217	1,260	1,273
0,6	0,921	0,953	1,034	1,088	1,134	1,207	1,249	1,262

Tabla 24. Factor c para mama estándar (50-64 años) simulada con PMMA.

Anexo 7.4

Aplicaciones informáticas

(Rivas Ballarin MA., Ruiz Manzano P., Canellas Anoz M. y cols. Estimación de dosis en radiografía de mama. Revista de Física Médica 2003; 4(2): 95-100).

Para facilitar el cálculo de las dosis en mamografía, en el Hospital Clínico Universitario de Zaragoza se ha realizado una hoja de cálculo Excel (CalDosisMamo.xls) donde introduciendo los datos de kV medido, rendimiento y CHR a 28 kV seleccionados, la tabla de kV seleccionados con los correspondientes kV medidos, los datos geométricos del equipo y los datos de cada proyección se calcula el $ESAK$, la DSE y la D_{GM}. Está preparada para una muestra de 20 pacientes y calcula los valores promedios y los coeficientes de variación del espesor de la mama comprimida, del ESAK, de la DSE y de la D_{GM}. Los cálculos se realizan utilizando todos los parámetros, ecuaciones y tablas mencionadas en los anexos anteriores y según el Protocolo europeo de dosimetría en mamografía. La hoja de cálculo es de libre distribución y se puede obtener a través de las páginas web de la Sociedad Española de Física Médica y de la Sociedad Española de Protección Radiológica (http://www.sefm.es http://www.sepr.es).

8. Dosimetría en tomografía computarizada (TC)

Juan Carlos Ruiz Rodríguez. Hospital Provincial de Castellón.

8.1. Introducción

Las dosis recibidas por el paciente durante una exploración de Tomografía Computarizada (TC) son relativamente altas. Sus valores se encuentran entre los mayores de todas las exploraciones de radiodiagnóstico. A ello se une el incremento continuo que ha experimentado durante años la frecuencia y complejidad de este tipo de exploraciones, lo que da como resultado un incremento paralelo de las dosis. Además, los equipos de TC no disponen, salvo algunos modelos recientes, de dispositivos que permitan el control de la dosis empleada para realizar la exploración (al estilo del control automático de exposición en los equipos convencionales), por lo que resulta difícil, en la rutina diaria, adecuar las técnicas de adquisición de la imagen basándose a la vez en criterios de calidad de imagen y de dosis absorbida. De ahí la importancia de conocer con suficiente exactitud las dosis impartidas en la práctica clínica, y de disponer de unos niveles de referencia, que permitan, por comparación de aquéllas con éstos, asegurar que los parámetros técnicos de las exploraciones son adecuados.

En nuestro país, la verificación de las dosis impartidas en radiodiagnóstico está regulada por el Real Decreto 1976/1999 de 23 de diciembre, que establece los criterios de calidad en radiodiagnóstico. En él se establece la obligatoriedad de la medida de magnitudes relacionadas con la dosis que reciben los pacientes.

En el caso de las salas de "Tomografía Computarizada" se propone una serie de métodos para la medida y documentación de estas dosis. En concreto, las posibilidades que contempla el Real Decreto son, la medida de la dosis superficial en el centro del estudio, el índice de dosis de TC, ponderado y normalizado, o el índice de dosis de TC medido en aire. Sin embargo, no establece unos valores o niveles de referencia con que poder comparar los resultados obtenidos para estas magnitudes.

El "Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico" recoge los métodos de medida propuestos en el Real Decreto, y hace referencia a las Directrices europeas sobre criterios de calidad en TC, publicado por la Comunidad Europea en mayo de 1999.

La citadas Directrices Europeas presentan una serie de recomendaciones en forma de criterios de calidad. En ellos se establecen unos valores de referencia de dos índices dosimétricos, para las exploraciones más habituales, en paciente de tamaño típico (Tabla 25). Los niveles de referencia constituyen un elemento básico en la garantía de calidad de los procedimientos radiodiagnósticos.

En el caso de pacientes pediátricos podemos utilizar como niveles de referencia los propuestos por Shrimpton y Wall (Tabla 26).

Exploración	$CTDI_w$ (mGy)	DLP (mGy cm)
Cabeza	60	1050
Región facial y senos	35	360
Columna vertebral	70	460
Tórax	30	650
Tórax de alta resolución	35	280
Abdomen	35	780
Hígado y bazo	35	900
Pelvis	35	570
Pelvis ósea	25	520

Tabla 25. Niveles de referencia para estudios de TC en adultos.

Exploración	Edad (años)	$CTDI_w$ (mGy)	DLP (mGy cm)
Cerebro	< 1 5 10	40 60 70	300 600 750
Tórax	< 1 5 10	20 30 30	200 400 600
Tórax de alta resolución	< 1 5 10	30 40 50	50 75 100
Abdomen superior	< 1 5 10	20 25 30	330 360 800
Abdomen inferior y pelvis	< 1 5 10	20 25 30	170 250 500

Tabla 26. Niveles de referencia para estudios de TC en niños.

8.2. Procedimientos de dosimetría en Tomografía Computarizada

Las condiciones en las que se realiza la exposición del paciente al haz de radiación durante el estudio de TC son muy particulares: haces estrechos en la dirección longitudinal, con movimiento rotacional en torno al paciente. Por ello se requieren métodos de medida especiales y la definición de magnitudes dosimétricas propias.

La primera decisión a tomar cuando se quiere evaluar la dosis impartida a un paciente está relacionada con el método a seguir: la evaluación, o se realiza a través de resultados de mediciones de magnitudes dosimétricas sobre cada paciente de modo individual o, se estiman las dosis indirectamente basándonos en valores obtenidos sobre maniquíes o mediante cálculos de simulación. La elección de una u otra metodología va a condicionar los pasos a seguir y las magnitudes relacionadas con la dosis que debemos utilizar.

8.2.1. Magnitudes dosimétricas. Definiciones y métodos de medida o cálculo

Las magnitudes dosimétricas más empleadas como indicadores de la dosis recibida por el paciente en el estudio de TC son:

- Índice de Dosis de Tomografía Computarizada ($CTDI$).
- Dosis Promedio en Cortes Múltiples ($MSAD$).
- Producto Dosis Longitud (DLP).
- Dosis efectiva.

8.2.1.1. Índice de dosis en tomografía computarizada ($CTDI$)

Esta es la magnitud dosimétrica más importante de cuantas se usan en TC, debido a la sencillez de su determinación en la práctica clínica de forma periódica. Es por lo tanto muy útil para basar en ella unos niveles de referencia.

Se define como la integral del perfil de dosis producido por una única rotación axial, $D(z)$, a lo largo de una línea paralela al eje de rotación del tubo (usualmente denominado eje z), dividida por el espesor nominal de corte (e) y por el número de cortes (imágenes) adquiridas por rotación (n) (Figura 2):

$$CTDI = \frac{1}{n \cdot e} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z)\, dz \qquad (1)$$

El valor del $CTDI$ está relacionado directamente con las características del haz de radiación, y por lo tanto es particularmente sensible a las diferencias de generación, filtración y colimación de éste.

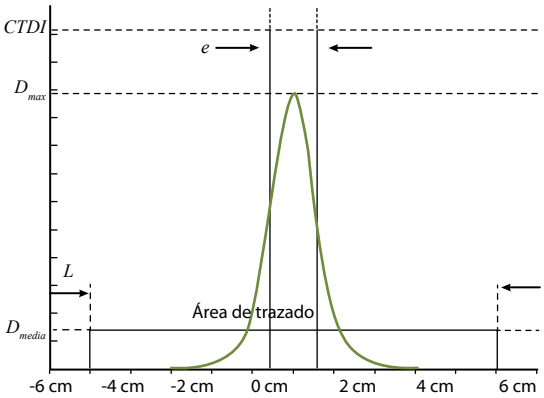


Figura 2. Relación entre el perfil de dosis producido por un corte de TC, el *CTDI* y la dosis promedio.

Como sólo es posible medir el perfil de dosis en un intervalo finito, se han propuesto una serie de definiciones prácticas que permiten una aproximación a la anterior definición, según la longitud de integración escogida. Una de las más habituales es el $CTDI_{10\ cm}$. Difiere de la definición anterior (1) en que los límites de integración se fijan en $\pm$ 5 cm en torno a la posición del plano de corte:

$$CTDI_{10cm} = \frac{1}{n \cdot e} \int_{-5cm}^{+5cm} D(z)\, dz \qquad (2)$$

El $CTDI_{10\ cm}$ se puede medir en aire o en el seno de maniquíes cilíndricos de polimetil metacrilato (PMMA).

En el primer caso realizaremos la medida sin ningún tipo de material añadido interpuesto entre el haz y el detector. A esta magnitud se la denomina $CTDI_{10\ cm,\ aire}$ y se emplea como dato de entrada en algunos modelos y programas para el cálculo de dosis absorbida en órganos y dosis efectiva.

Los maniquíes dosimétricos patrón utilizados para la determinación del *CTDI* en condiciones de atenuación y dispersión son cilindros de PMMA, de longitud entre 14 y 16 cm, con un diámetro de 16 cm para la medida del *CTDI* en estudios de cabeza, y 32 cm para el *CTDI* en estudios de tronco. Deben disponer, para la colocación de detectores en su seno, de un alojamiento en el centro y cuatro en la periferia. Estos últimos se sitúan a 1 cm de la superficie, equidistantes entre sí. Los alojamientos deben ser paralelos al eje longitudinal del maniquí, y deben disponer de cilindros de PMMA que permitan rellenar el resto de alojamientos cuando se está midiendo en uno de ellos.

Según la localización del detector en el maniquí, hablaremos del $CTDI_{10\,cm,c}$ cuando corresponda a la medida realizada en el alojamiento central, y del $CTDI_{10\,cm,p}$ cuando corresponda al promedio de las medidas en los cuatro alojamientos de la periferia. La relación entre los valores medidos en la periferia y en el centro de los maniquíes depende de la filtración, pero es habitual obtener $CTDI_p/CTDI_c = 2$ para el maniquí de cuerpo, y $CTDI_p/CTDI_c = 1{,}1$ para el de cabeza. Por medio de ambos valores podemos obtener un índice representativo de la dosis promedio en un corte, el $CTDI$ ponderado:

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{10cm,c} + \frac{2}{3}CTDI_{10cm,p} \tag{3}$$

Equivale al promedio del $CTDI_{10\,cm}$ en un corte, si suponemos que la dosis decrece linealmente en dirección radial desde la superficie hacia el centro. La Comisión Europea recomienda el uso del $CTDI_w$ como indicador de la dosis en estudios de TC (EUR 16262).

La determinación del $CTDI_w$ para estudios de cabeza se realizará con el maniquí de 16 cm de diámetro colocado sobre el soporte de cráneo utilizado habitualmente en ese tipo de estudios. El de tronco se obtendrá con el maniquí de 32 cm de diámetro colocado sobre la mesa del TC. En ambos casos, los maniquíes se centrarán de manera que su eje longitudinal coincida con el eje de rotación del tubo de rayos X.

A veces el $CTDI$ se especifica mediante el llamado $CTDI$ normalizado: ${}_nCTDI$. Es simplemente el $CTDI$ dividido por la carga del tubo empleada en la adquisición del corte (Q), es decir, el producto mAs:

$${}_nCTDI_w = \frac{CTDI_w}{Q} \tag{4}$$

El $CTDI_{10\,cm}$ puede ser determinado por varios métodos distintos, según el tipo de detector empleado:

Método 1. Cámara de ionización

La medida de la magnitud $CTDI_{10\,cm}$ se puede llevar a cabo por medio de cámaras de ionización de tipo "lápiz", de 10 cm de longitud activa, y de 0,3 cm^3 de volumen activo, calibradas en dosis absorbida en aire. Para la realización de la medida se colocará la cámara con su eje longitudinal paralelo al eje de rotación del equipo de TC, centrada con respecto al plano de corte.

Como la cámara de ionización está calibrada en un campo de radiación uniforme, la lectura del electrómetro (M), una vez aplicadas las pertinentes correcciones por presión y temperatura atmosféricas ($f(p,T)$) y el coeficiente de calibración (f_{cal}), representa el promedio de la dosis en el volumen activo de la

cámara. El producto del promedio de dosis por la longitud activa (L) es igual a la integral del perfil de dosis a lo largo de la longitud de la cámara (Figura 2):

$$CTDI = \frac{1}{n \cdot e} \cdot L \cdot M \cdot f(p,T) \cdot f_{cal} \tag{5}$$

Método 2. Dosímetros termoluminiscentes (TLD)

Otra manera de obtener el $CTDI_{10\ cm}$ sería la medida directa del perfil de dosis a lo largo de la línea de integración, por medio de detectores de suficiente resolución espacial. Para ello se puede emplear un conjunto de dosímetros termoluminiscentes alineados paralelamente al eje z en un soporte adecuado (Figura 3). Los dosímetros deben cubrir un intervalo de al menos 10 cm, centrado en la posición del plano de corte. Suelen agruparse más densamente en el centro del intervalo de medida, donde el perfil de dosis varía más rápidamente en la dirección longitudinal (Figuras 2 y 3).

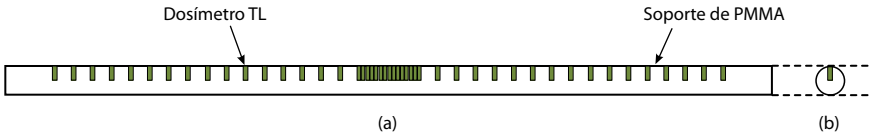


Figura 3. Soporte de PMMA para la determinación del perfil de dosis mediante dosímetros termoluminiscentes. a) Vista lateral. b) Vista frontal.

En este caso la integral del perfil de dosis se obtendrá de la suma de las dosis medidas por los dosímetros individuales (D_i), multiplicadas por la distancia entre los centros del TLD_i y el del siguiente en la dirección del eje z (Δz_i):

$$CTDI = \frac{1}{n \cdot e} \cdot \sum_i D_i \cdot \Delta z_i \tag{6}$$

Método 3. Película radiográfica

La medida de la magnitud $CTDI_{10\ cm}$ también se puede ser llevar a cabo mediante la medida del perfil de dosis por medio de película radiográfica lenta, de exposición directa, del tipo de la usada en radioterapia. Tiene como ventajas sobre la medida con TLD, la mayor resolución espacial, y la mayor sencillez del método de lectura. Por contra, la dependencia de la respuesta

de la película con la energía puede dar lugar a sobreestimaciones del $CTDI$ del orden del 15%.

Cuando no se disponga de la instrumentación adecuada para la determinación del $CTDI$, este se podrá estimar a partir de las especificaciones del fabricante del equipo. En este caso, el usuario debe tener en cuenta que muchos fabricantes especifican el $CTDI$ de sus equipos siguiendo la definición adoptada por la "*Food and Drug Administration*" (FDA). El $CTDI$ de la FDA ($CTDI_{FDA}$) difiere apreciablemente del $CTDI_{10\,cm}$ utilizado en las directrices de la Comisión Europea (EUR 16262) debido a que la integración del perfil de dosis se realiza sobre una longitud igual a 14 veces el espesor nominal de corte, y a que se expresa en términos de dosis absorbida en PMMA.

En la tabla 27 se pueden encontrar factores de conversión para obtener el $CTDI_{10\,cm}$ cuando sólo se dispone del $CTDI_{FDA.}$

En el caso de que tampoco se disponga del valor del $CTDI$ en las especificaciones del fabricante, se puede acudir a datos publicados en la literatura para el mismo modelo de TC del usuario.

El inconveniente en el uso del $CTDI$ como indicador de dosis es que no tiene en cuenta la extensión del estudio, es decir, el número de rotaciones de que se compone un estudio axial, o el tiempo de adquisición en uno helicoidal. Por ello es útil el empleo de otra magnitud, el producto dosis-longitud, que sí tiene en cuenta la extensión del estudio.

Maniquí	Espesor de corte (mm)	$_nCTDI_{10\,cm}$ / $_nCTDI_{FDA}$	
		Centro del maniquí	Periferia (a 1cm de la superficie)
Cabeza (ϕ = 16 cm)	10	1,0	1,1
	5	1,3	1,2
	3	1,6	1,3
	2	2,0	1,5
Tronco (ϕ = 32 cm)	10	1,0	1,1
	5	1,4	1,2
	3	1,9	1,3
	2	2,6	1,5

Tabla 27. Factores de conversión entre el $CTDI_{10\,cm}$ y el $CTDI_{FDA}$.

8.2.1.2 Dosis promedio en cortes múltiples (*MSAD*)

Los estudios de TC habitualmente se componen de series de cortes axiales separados una distancia fija, o de series helicoidales en las que el avance de la mesa por cada rotación del tubo viene determinada por el *factor de paso* (*pitch*). En ambos casos, la dosis promedio en el volumen irradiado dependerá del grado de separación o solapamiento entre las distribuciones de dosis debidas a cada rotación del tubo (Figura 4). Por ello resulta conveniente la definición de una magnitud que sea representativa de la distribución de dosis debida a una serie completa.

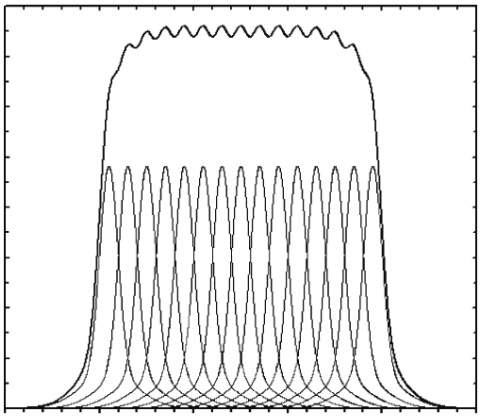


Figura 4. Superposición de perfiles de dosis simulados, para una serie de 15 cortes contiguos.

La dosis promedio en barrido múltiple (*MSAD*) se define como la integral del perfil de dosis absorbida ($D_{N,I}$) del corte central de una serie compuesta por N cortes separados entre sí una distancia I y paralela al eje de rotación del tubo, dividida por la separación entre cortes (I):

$$MSAD_{N,I} = \frac{1}{I}\int_{-I/2}^{+I/2} D_{N,I}(z)\,dz \qquad (7)$$

Corresponde, por tanto, al promedio de la dosis absorbida en la zona central de la serie de cortes y su relación con el $CTDI$ ya se expuso en el apartado 2.

El $MSAD$ se suele utilizar para la realización de medidas sobre pacientes concretos y lo más habitual es medir la dosis en su superficie colocando el instrumento de medida en la piel del paciente. Se puede utilizar TLD o una cámara de lápiz de modo que el intervalo barrido por la secuencia cubra la cámara por completo.

8.2.1.3 Producto dosis-longitud (*DLP*)

El producto dosis-longitud es una magnitud definida como el producto del *CTDI* por la extensión del estudio, para la exploración completa. Es un mejor indicador del riesgo en el volumen irradiado al incluir en su definición tanto el índice de dosis, como la extensión de la región irradiada.

La manera de calcularlo dependerá de si se trata de un estudio formado por series de cortes axiales, o si se trata de un estudio formado por series helicoidales.

Adquisición axial:

$$DLP = \sum_i {}_nCTDI_{w,i} \cdot e_i \cdot N_i \cdot Q_i \tag{8}$$

En este caso el *DLP* es la suma para cada una de las series de cortes de que se compone el estudio (*i*), del producto del *CTDI* normalizado y ponderado, por el espesor nominal de corte (e_i), por el número de cortes de la serie (N_i), y por la carga del tubo en mAs, (Q_i).

Adquisición helicoidal:

$$DLP = \sum_i {}_nCTDI_{w,i} \cdot e_i \cdot I_i \cdot t_i \tag{9}$$

Aquí la suma se realiza para las distintas series helicoidales (*i*), multiplicando en cada una de ellas el ${}_nCTDI_w$ por el espesor nominal de corte (e_i), la corriente del tubo en mA (I_i), y el tiempo total de adquisición de la serie, en segundos (t_i).

8.2.1.4 Dosis efectiva (*E*)

La manera ideal de caracterizar la dosis recibida por el paciente durante una exploración es aquella que se relaciona directamente con los riesgos derivados de la radiación, esto es, la dosis recibida por cada órgano o tejido del cuerpo. Sin embargo ésto no es práctico, y en algunos casos ni siquiera es posible determinarlo de manera rutinaria durante la práctica clínica. En su sustitución se emplea la dosis efectiva, una suma ponderada de dosis absorbida en órganos, que nos proporciona un índice dosimétrico global, útil para comparar entre técnicas y entre modalidades distintas de radiodiagnóstico.

Para la determinación de la dosis efectiva se han utilizado diversos métodos. Unos están basados en medidas directas de dosis en órganos en maniquíes antropomórficos, otros en simulaciones por computador a partir

de modelos matemáticos del cuerpo humano o de modelos obtenidos mediante imágenes digitales (voxel phantoms). Estos métodos proporcionan unos coeficientes, llamados dosis efectiva normalizada (E_{DPL}), con los que se obtiene la dosis efectiva a partir de los parámetros técnicos de la exploración, y a partir del valor de alguna magnitud con la que podamos caracterizar dosimétricamente el haz de radiación, generalmente el $CTDI$ o el DLP ($E = E_{DLP.}\ DLP$). En las tablas 28 y 29 se muestran los valores de E_{DPL} para las diferentes regiones anatómicas.

Región anatómica	Dosis efectiva normalizada, E_{DLP} (mSv mGy^{-1} cm^{-1})
Cabeza	0,0023
Cuello	0,0054
Tórax	0,017
Abdomen	0,015
Pelvis	0,019

Tabla 28. Dosis efectivas normalizadas para convertir el DLP a dosis efectiva en adultos.

Región anatómica	Edad (años)	Dosis efectiva normalizada, E_{DLP} (mSv mGy^{-1} cm^{-1})
Cabeza	0	0,02185
	1	0,01173
	5	0,00736
	10	0,00460
	15	0,00276
Tronco	0	0,06399
	1	0,03240
	5	0,02106
	10	0,01458
	15	0,00972

Tabla 29. Dosis efectivas normalizadas para convertir el DLP a dosis efectiva en niños.

8.3. Aplicaciones informáticas. Cálculo de la dosis absorbida en órganos y dosis efectivas en Tomografía Computarizada

8.3.1. CTDOSE

Autor: John Le Heron (National Radiation Laboratory, Christchurch, Nueva Zelanda). http://www.mta.au.dk/ctdose/index.htm

Descripción. Aplicación, basada en MS-DOS, que proporciona una manera sencilla de utilizar los 23 conjuntos de datos del NRPB-SR250, para el cálculo de dosis a pacientes en TC. Permite la selección de 27 modelos de TC. Calcula la dosis absorbida en órganos y la dosis efectiva.

Los datos del NRPB-SR250 son el resultado de los cálculos realizados mediante el método de Monte Carlo.

8.3.2. CTDosimetry v0.99v

Autores: Imaging Performance Assessment of CT, ImPACT (St George's Hospital, Tooting, Londres, Reino Unido).

http://www.impactscan.org/ctdosimetry.htm

Descripción. Aplicación basada en MS Excel que utiliza los datos del NRPB-SR250, para el cálculo de dosis absorbida en órganos y dosis efectivas en estudios de TC. Permite el cálculo con la mayoría de los equipos de TC actuales a través del uso del *factor ImPACT* que posibilita hallar la correspondencia de cualquier equipo, en términos de dosis efectiva, con los conjuntos de datos del NRPB-SR250.

Requisitos de sistema: MS Excel 97 o posterior.

8.3.3. CT Dose v1.0.1

Autores: Department of Biomedical Engineering, County of Aarhus, Dinamarca, y National Board of Health, National Institut of Radiation Hygiene, Dinamarca.

Descripción. Programa basado en perfiles medidos en diferentes tipos de equipos de TC. Con los perfiles se ha realizado una simulación por Monte Carlo sobre el maniquí matemático "ADAM" con el añadido de órganos femeninos. Los cálculos se realizaron sobre cada sección de 5 mm en el maniquí completo para obtener las dosis absorbida en órganos. Estas dosis están almacenadas en tablas en formato "*look-up*".

El programa realiza el cálculo de dosis absorbida en órganos a partir de los valores tabulados para la exploración de cada sección de 5 mm del maniquí.

Los valores de las tablas se han obtenido a partir de simulaciones por el método de Monte Carlo, utilizando como datos de entrada los perfiles medidos en distintos tipos de equipos de TC.

Requisitos de sistema: S.O. Windows 98 / NT / 2000 / XP.

8.3.4. CT-EXPO v1.0

Autores: Georg Stamm (Hannover) y Hans Dieter Nagel (Hamburgo).

Descripción. Esta aplicación se compone de un conjunto de hojas de cálculo programadas en Visual Basic sobre MS Excel. Permite el cálculo de las siguientes magnitudes en pacientes sometidos a exploraciones de TC: $CTDI_{aire}$, $CTDI_{w}$, DLP, dosis efectiva y dosis absorbida en útero. Se sustenta en los métodos computacionales utilizados para evaluar los datos recogidos en el estudio de 1999 sobre el uso de la TC en Alemania.

A diferencia de otros programas, permite realizar el cálculo para todos los grupos de edad (adultos, niños y recién nacidos), y realiza el cálculo teniendo en cuenta el sexo del paciente. Corrige por influencias especificas del equipo, tiene en cuenta el efecto de sobreirradiación (overbeaming) de los TC multicorte y los datos de los equipos de TC se actualizan al menos una vez al año.

Requisitos de sistema:

Versión para PC: Microprocesador Pentium, S.O. Windows 95 o posterior, MS Excel 97 o posterior.

Versión para Mac: Microprocesador PPC, S.O. OS 7.5 o posterior, MS Excel 98 o posterior.

9. Dosimetría en radiología intervencionista

Eva Corredoira Silva. Hospital Universitario La Paz de Madrid.

9.1. Introducción

La radiología intervencionista agrupa las técnicas en las que el radiólogo u otro especialista médico, utilizan la imagen radiológica como guía en un procedimiento semiquirúrgico o terapéutico (NCRP, 1989). Comprende intervenciones diagnósticas y terapéuticas guiadas con imagen vía un acceso percutáneo. Se realiza generalmente con anestesia local o sedación. Originalmente eran guiadas con fluoroscopia, pero actualmente también se utiliza ultrasonidos, tomografía computarizada y resonancia magnética.

Existen tres grandes áreas dentro de la radiología intervencionista:

- Hemodinámica, realizada por cardiólogos, en las que se observa el corazón en las distintas fases del ciclo cardiaco.
- Neurorradiología que se encarga de los vasos del sistema nervioso central.
- Radiología vascular periférica, en las que el radiólogo intervencionista explora el resto del cuerpo excluyendo corazón y sistema nervioso central.

Debido a las altas dosis de radiación al paciente que pueden suponer estos procedimientos y a la complejidad de los mismos en cuanto a localización, tamaño de campo y proyecciones utilizadas hacen que merezcan un capítulo aparte.

9.2. Procedimientos de dosimetría en radiología intervencionista

Debido a la complejidad de los procedimientos intervencionistas, se podrían considerar tres niveles de indicadores para estimar parámetros dosimétricos. Una primera aproximación sería anotar el tiempo de fluoroscopia y el número total de imágenes adquiridas, completado con controles de calidad en los que se mida la dosis por imagen y la tasa de dosis en la superficie de entrada al intensificador. Estos indicadores serían apropiados para comparar protocolos clínicos. Un segundo nivel sería añadir a la información anterior la tasa de dosis en la superficie de entrada del maniquí, la dosis por imagen para cine y/o imagen digital y una indicación del área irradiada del paciente. El tercer nivel sería añadir a toda la información anterior el producto dosis-área y la dosis en la superficie de entrada. Con esta información, se obtiene una orientación sobre los riesgos deterministas y estocásticos.

9.2.1. Determinación de la dosis en órganos y dosis efectiva

Predecir las dosis en órganos en radiología intervencionista es difícil debido al gran número de variables implicadas. Otra de las dificultades existentes es la irradiación parcial de órganos que pueden existir en algunos estudios intervencionistas. El Centro de "Devices and Radiological Health" de la FDA, ha publicado un manual de dosis absorbida en tejidos debido a estudios fluoroscópicos y cineangiográficos de las arterias coronarias. Contiene datos obtenidos por simulación de Monte Carlo de dosis absorbida en varios órganos para 11 vistas angiográficas y para 6 calidades de haces. En 1994, la NRPB publicó valores de dosis absorbida en órganos para 31 vistas radiográficas, exploraciones fluoroscópicas gastrointestinales y proyecciones típicas de cateterismos coronarios. McParland calcula dosis efectivas de algunos procedimientos intervencionistas partiendo de las medidas del PDA y factores de conversión publicados por la NRPB.

9.2.2. Medida del producto dosis-área (PDA)

El producto dosis-área es un parámetro dosimétrico relacionado con el riesgo estocástico del paciente. Medir el PDA es sencillo porque la cámara de transmisión se coloca en la salida del colimador y recoge el PDA durante la realización de todo el estudio, evitando que queden zonas fuera como en el caso de los TLD. Las principales desventajas que presenta al utilizarse en radiología intervencionista es que no se puede determinar el área irradiada. En un procedimiento podemos tener un PDA bajo con una dosis absorbida alta debido a que se está utilizando un tamaño de campo pequeño y al contrario, podemos tener un PDA elevado con una dosis absorbida baja debido a que se está explorando una gran superficie.

Las cámaras de transmisión empleadas para la evaluación del producto dosis-área deben ser calibradas con respecto a cámaras de ionización de referencia y sometidas a programas de intercomparación. En radiología intervencionista se debe tener en cuenta la corrección de la respuesta de la cámara debido a la atenuación de la camilla y la retrodispersión debida a la corta distancia entre el paciente y la cámara de transmisión. Además, la tasa de dosis a lo largo del haz de rayos X en una dirección perpendicular al eje central de radiación no es uniforme debido principalmente al efecto talón. Estas cámaras de ionización nos permiten obtener una medida de la cantidad total de radiación empleada en un procedimiento sin interferir ni con el paciente ni con el estudio, como señalaron Wall y cols. en 1988. Esta magnitud puede emplearse para obtener un estimador de la energía total impartida al paciente, ya que la dosis absorbida en aire es:

$$D_{aire} = \Psi \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{aire} \quad (1) \text{ y la fluencia de energía: } \Psi = \frac{dR}{da} \quad (2)$$

donde dR es la energía radiante incidente en una esfera con un área de sección recta da.

Entonces, la dosis absorbida puede expresarse según la ecuación siguiente:

$$D_{aire} = \frac{dR}{da}\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{aire} \quad (3)$$

y la ecuación que define la energía radiante es:

$$R = \frac{\int D_{aire} da}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{aire}} \quad (4)$$

siendo el numerador la medida obtenida con la cámara de transmisión, es decir, el PDA. Una fracción significativa de la energía incidente en el paciente no será absorbida y la mayor parte de la energía que se pierde lo hace a través de la retrodispersión en la superficie incidente. Cálculos de Monte Carlo para campos de rayos X utilizados en radiodiagnóstico, indican que la fracción de energía impartida al paciente varía entre 0,6 a 0,87 dependiendo de la calidad del haz principalmente y de la geometría de irradiación y características del paciente. Por tanto, la energía total impartida al paciente durante una exploración de rayos X puede obtenerse de una medida del producto dosis-área conociendo la fracción impartida (FI) y un valor apropiado de $(\mu_{en}/\rho)_{aire}$ para el espectro de rayos X utilizado. La energía impartida (EI) al paciente tiene la siguiente expresión:

$$EI = \frac{PDA}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{aire}} FI \quad (5)$$

9.2.3. Determinación de la dosis en la superficie de entrada

La dosis en la superficie de entrada es una magnitud dosimétrica de importancia que se puede utilizar para predecir la posibilidad de inducir efectos deterministas debido a la radiación. Esta magnitud es la dosis absorbida en aire en el punto de intersección del eje del haz de RX con la superficie del paciente, incluyendo radiación retrodispersada. La dosis absorbida para causar daños en la piel depende de varios factores.

La dosis en la superficie de entrada se puede medir utilizando detectores de radiación como dosímetros termoluminiscentes o películas radiográficas o bien calcularla a partir del rendimiento del tubo de rayos X. La dificultad encontrada en este tipo de medida es determinar con exactitud el punto de dosis máxima en piel, ya que en este tipo de procedimiento varía el área irradiada, la proyección, etc. Existen datos en la literatura en donde se estima la dosis en la superficie de entrada en función del tiempo de escopia y valores promedios de tasas de dosis de entrada. Este método es susceptible de error debido a que la tasa de entrada puede llegar a variar en función de los parámetros operacionales utilizados a lo largo de un mismo estudio. Existe un sistema (PEMNET; Clinical Microsystem Inc. Arlington, VA) controlado por microprocesador que registra señales del generador (kV_p, mA, localización del arco y de la mesa) que permite calcular la dosis en la superficie de entrada de los pacientes. El cálculo se realiza en función del rendimiento del tubo. También utiliza información adicional sobre la localización del paciente relativa al tubo y los tiempos de exposición medidos. Estos cálculos incluyen la contribución de la retrodispersión. Estudios recientes estiman una desviación máxima y repetibilidad de este sistema del ± 5%. Este tipo de sistema es el único que estima de manera fiable la tasa de dosis o tasa de exposición en piel teniendo en cuenta las variaciones de la distancia fuente-superficie.

9.2.3.1 Dosimetría termoluminiscente

La problemática de la dosimetría termoluminiscente en procedimientos de radiología intervencionista es la adecuada colocación sobre el paciente de estos dosímetros. Para estimar la dosis en la superficie de entrada, éstos deben colocarse generalmente en la espalda del paciente (en este tipo de procedimientos el tubo de rayos X suele colocarse debajo de la camilla para generar menos radiación dispersa a los operadores). El problema es conocer si las lecturas del los TLD representa la dosis absorbida máxima en piel. Los dosímetros termoluminiscentes más utilizados son TLD-100, compuestos de fluoruro de litio.

9.2.3.2 Cálculo por rendimiento

Es un método indirecto de dosimetría. En general, la dosis en la superficie de entrada en un punto de la piel será la suma de la dosis debida a las diferentes contribuciones de cada modalidad (fluoroscopia continua, pulsada y cine) y viene dada por:

$$DSE = \sum D_{cal}(kVp)\left(\frac{d_{cal}}{DFS}\right)^2 mA.t.T\ .FRD \qquad (6)$$

donde $D_{cal}(kV_p)$ es la tasa de dosis absorbida en aire por mA para un tamaño de campo dado en el punto de calibración en función del kV_p, d_{cal} es la distancia del foco al punto de calibración, mA es la corriente del tubo, t es el tiempo en que el punto de entrada está en el haz de radiación, T es un factor que tiene en cuenta la transmisión y la dispersión de los materiales entre la fuente y la piel que no están presentes durante la calibración y FRD es el factor de retrodispersión para el tamaño de campo en la piel. En un procedimiento intervencionista los parámetros de la ecuación (6) variarán considerablemente.

$D_{cal}(kV_p)$ varía con el kV_p, pudiendo depender de la anchura de pulso en sistemas que utilicen fluoroscopia pulsada con pulsos muy cortos. También puede variar en equipos en los que el control automático de brillo inserta diferentes filtros en función del estudio. El factor de transmisión T depende del tamaño de campo, energía, proximidad del objeto a la piel del paciente y del ángulo de incidencia del haz de rayos X con el objeto en el haz. Un ejemplo sería, si la transmisión de la mesa es del 80% en la proyección PA, la dosis en la superficie de entrada disminuirá un 20% en una proyección oblicua de 60º debido únicamente al espesor adicional de la mesa interpuesto en dicha proyección.

La DSE también puede calcularse de la medida del PDA. Para ello debe estimarse el área irradiada en la piel. El área cambia con la distancia fuente-superficie, la amplificación y colimación utilizada.

$$DSE = PDA \cdot T \,.FRD.\frac{t}{A.t_{total}} \tag{7}$$

siendo A el área irradiada en la piel y $\frac{t}{t_{total}}$ la fracción del tiempo en la que el área en cuestión está irradiándose.

9.2.3.3 Dosimetría fotográfica

La película de rayos X es un buen método dosimétrico para estimar la dosis en la superficie de entrada. Presenta la ventaja frente a otros métodos dosimétricos (TLD, PDA) de poder conocer no solo la dosis sino las áreas de irradiación, y la zona más irradiada. Las películas utilizadas habitualmente son muy sensibles, y no son válidas para procedimientos con altas dosis, sin embargo, si se utilizan películas Kodak Fine Grain Positive (utilizada en fotografía de artes gráficas) y película Dupont de copias con revelado automático, se pueden medir dosis absorbidas de hasta 2,8 Gy con una exactitud razonable, según señalan Fajardo y cols. en 1995. Resultados similares pueden obtenerse con revelado manual de la película para verificación de campos

utilizada en radioterapia Kodak XV-2 a temperatura ambiente. Con la película Kodak XV-2 y con revelado automático se pueden medir dosis absorbidas máximas que no superen 0,8 a 0,9 Gy. La ventaja de esta película es que viene en sobres individuales. Los problemas que presenta la dosimetría fotográfica es la dependencia con el revelado, sobre todo de la concentración y temperatura del revelador así como del tiempo de revelado. La curva sensitométrica depende de la energía de los fotones. En la película Kodak XV-2 esta dependencia es menor del 5% en el rango de energía de diagnóstico. Un ejemplo de curva obtenida con la película Kodak X-Omat V se puede observar en la figura 5. La película también puede ser digitalizada y analizada para proporcionar un mapa de isodosis con sus respectivas áreas (Figura 6).

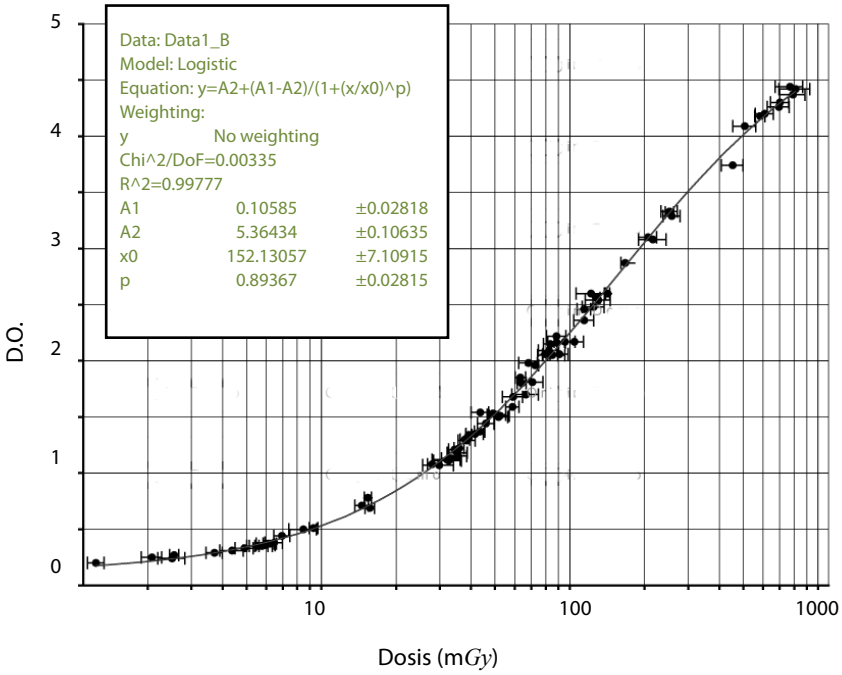
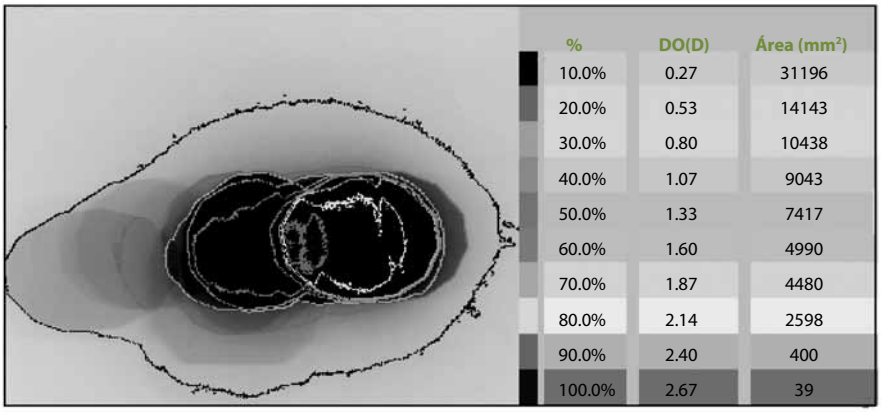


Figura 5. Curva característica de la película Kodak X-Omat V.



%	DO(D)	Área (mm²)
10.0%	0.27	31196
20.0%	0.53	14143
30.0%	0.80	10438
40.0%	1.07	9043
50.0%	1.33	7417
60.0%	1.60	4990
70.0%	1.87	4480
80.0%	2.14	2598
90.0%	2.40	400
100.0%	2.67	39

Figura 6. Isodosis de un paciente sometido a angiografía coronaria con sus respectivas densidades ópticas y áreas irradiadas.

9.3. Valores de referencia en radiología intervencionista

En 1995 Vañó y cols. publicaron NRD en España en procedimientos invasivos tanto diagnósticos como terapéuticos (ver tabla 30).

Los procedimientos de embolización, colocación de prótesis intrahepática portosistémico transyugular (TIPS), y colocación de endoprótesis vascular (stent) en arteria renal/visceral se asocian con una dosis al paciente elevada. McParland publica dosis medidas en distintos procedimientos y los compara con dosis medidas por otros autores y concluye que las diferencias de dosis medidas para procedimientos similares reflejan variaciones estadísticas y diferencias en el método de medida del PDA, protocolo clínico, edad y características del equipo de rayos X utilizado.

Existe un proyecto europeo DIMONDIII (Measures for Optimising Radiological Information and Dose in Digital Imaging and Interventional Radiology) financiado por la Comisión Europea cuyo objetivo es realizar una serie de proyectos de investigación para conseguir una sanidad más segura y más rentable en relación con radiología intervencionista, imagen digital y mamografía. Dentro de este proyecto se han publicado NRD preliminares para dos tipos de procedimientos cardiológicos invasivos; la angiografía coronaria (AC) y la angioplastia transluminal percutánea coronaria (ACTP) (véase el trabajo de Neofotistou y cols. en 2003). Los niveles de referencia propuestos se muestran en la tabla 31.

Procedimiento	*PDA* (*Gy*.cm^2)
TIPS	353,7
Embolización hepática	81,68
Drenaje biliar	68,87
Manometría hepática	25,3
Arteriografía cerebral	68,16
Valvuloplastia	96,42
Angioplastia transluminal percutánea coronaria	87,5
Arteriografía renal	92,92
Arteriografía de miembros inferiores	66,63
Fistulografía de miembros superiores	8,71
Flebografía de miembros inferiores	2,94
Coronariografía	66,51
Arteriografía aórtica	24,7

Procedimiento	IDS* (m*Gy*)
Prótesis Biliar	2113
Arteriografía Hepática	1052
Colangiografía percutánea	592
Embolización hepática	500
Embolización cerebral	350
Flebografía Abdominal	247
Angioplastia transluminal percutánea coronaria	106
Angioplastia iliaca	113
Arteriografía aórtica	149
Angiografía coronaria	113
Embolización miembros inferiores	172

Tabla 30. NRD en España para diferentes procedimientos intervencionistas.

* IDS. Indicador de dosis en superficie definido como la suma de los valores obtenidos de los cuatro TLD calibrados para medir dosis en superficie y colocados sobre, debajo y a ambos lados del perímetro del paciente en la región más irradiada durante la intervención.

Procedimiento	*Gy*.cm^2	t escopia (min)	Nº imágenes
ACTP	94	16	1355
AC	57	6	1270

Tabla 31. NRD preliminares propuestos por DIMONDIII.

10. Reducción de la exposición que reciben los pacientes en radiodiagnóstico

Pedro Ruiz Manzano. Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa" de Zaragoza.

10.1. Reducción de la exposición recibida por el paciente en radiología intervencionista

En radiología intervencionista, los altos tiempos de fluoroscopia y el alto número de imágenes radiográficas que se adquieren durante los procedimientos implican dosis de radiación más altas a los pacientes y al personal que la radiografía general o la fluoroscopia convencional. Se han descrito casos de pacientes que han sufrido efectos deterministas, como quemaduras por radiación y úlceras. En los últimos años se ha observado una creciente preocupación sobre los valores de niveles de dosis a pacientes y personal de operación, así como por el desarrollo de métodos para su minimización.

Por lo tanto, deben tomarse en consideración la posibilidad de aparición de efectos deterministas y no deterministas, tanto sobre los pacientes como sobre el personal de operación. Es importante garantizar que las dosis de radiación recibidas por los pacientes estén por debajo del umbral de aparición de los efectos deterministas (eritema en piel: 1-24 horas después de la irradiación de aproximadamente 3-5 Gy; depilación: con 5 Gy es reversible, con 20 Gy es irreversible; opacidad detectable en ojo 0,5-2 Gy; cataratas 5 Gy).

En general, entre las medidas que pueden tomarse para la reducción de dosis podemos destacar las siguientes:

- La filtración total de tubo debe ser equivalente a 2,5 mm de aluminio como mínimo. Eliminando del haz, por la filtración, los fotones "blandos" de menor penetración (que, por su mayor probabilidad de sufrir efecto fotoeléctrico, son absorbidos en las primeras capas del paciente y no contribuyen a la formación de la imagen) se puede ahorrar hasta un 80% de la dosis absorbida en piel.
- El espectro de rayos X emitido por el tubo puede modificarse para reducir las dosis a los pacientes. Si aumentamos la energía media de los fotones se reduce la atenuación de los mismos en el interior del paciente; de modo que a igualdad de dosis en el receptor de la imagen, la dosis al paciente se reduce. Este aumento de la energía media de los fotones del haz de rayos X puede lograrse incrementando la tensión del tubo o aumentando la filtración del tubo.

- La colimación es el mejor medio para reducir las dosis al paciente y al personal de operación, produciendo a la vez una mejora en la calidad de imagen. La disminución del área del campo de radiación reduce drásticamente las dosis equivalentes en órganos que quedan cerca del borde del haz primario. También se reduce la cantidad de radiación dispersa que es una de las causas principales de pérdida de contraste en la imagen. Esta reducción implica también una mejora en la calidad de la imagen.
- El uso de rejilla (para reducir la radiación dispersa) implica un aumento en la dosis de radiación al paciente. Por lo tanto, siempre que sea posible, la rejilla debería poder quitarse durante los procedimientos de radiología intervencionista. La mayoría de los fabricantes diseñan sus equipos de modo que es factible quitar la rejilla cuando se desee.
- El uso de materiales de fibra de carbono entre el paciente y el receptor de la imagen, que combinan baja atenuación y alta resistencia, minimiza la atenuación producida por estos materiales y da lugar a una reducción de las dosis a los pacientes.
- El uso de inserciones de alta ganancia de conversión en los intensificadores de imagen, el uso de sistemas automáticos de tasa de dosis, iris y control automático de brillo, el uso de almacenamiento digital y algoritmos de procesado de imagen y el uso de fluoroscopia pulsada asociada al proceso de adquisición de la imagen reducirán las dosis a los pacientes durante procedimientos intervencionistas que impliquen fluoroscopia.
- La imagen digital tiene un considerable potencial para la reducción de dosis al paciente en radiología intervencionista. La imagen puede adquirirse y visualizarse con un amplio rango de niveles de dosis de modo que la dosis al paciente y la calidad de imagen son variables que puede ajustar el usuario. El especialista puede optar por adquirir las imágenes en modo de baja dosis, sabiendo que estas tendrán un alto nivel de ruido cuántico. Podrá aumentar las dosis de radiación para reducir el ruido cuántico. Existe un punto en que los aumentos en la dosis no da lugar a imágenes de menor ruido ya que predominan las fuentes de ruido electrónico.

  El cambio de la dirección de la proyección, el acercamiento del intensificador al paciente y el aumento de la distancia foco-piel del paciente (en grafía, la distancia del foco al paciente nunca debe ser inferior a 45 cm y en escopia, la distancia del foco al paciente nunca debe ser inferior a 30 cm) son métodos excelentes para reducir las dosis a los pacientes.
- La radiación de fuga a través de la coraza del tubo de rayos X debe ser inferior a 1 mGy/h a 1m del foco, cuando el tubo trabaja a la máxima potencia.

Por otra parte, deben conocerse bien todas las potencialidades del equipo, para que, al usarlas, pueda lograrse una reducción de dosis, tanto al paciente como al trabajador expuesto. Por ejemplo, si existe escopia pulsada, debe usarse siempre que sea posible, pues da lugar a una reducción de dosis en torno al 40%. Asimismo, el uso de las lupas (tamaños de entrada a intensificador menores que el máximo) implica importantes aumentos en las dosis, lo que debe tenerse en cuenta a la hora de utilizarlas.

Finalmente, los especialistas que realicen procedimientos intervencionistas requieren un segundo nivel de formación en protección radiológica según RD 1976/1999 que establece los criterios de calidad en radiodiagnóstico. En ese sentido, el grupo de Física Médica de la Universidad Complutense de Madrid ha desarrollado un curso interactivo en CD-ROM orientado a la formación continuada en el ámbito de la protección radiológica en radiología intervencionista (Protección radiológica 119: Multimedia and audiovisual radiation protection training in interventional radiology. MARTIR).

10.2. Reducción de la exposición recibida por el paciente en radiología general

Muchos de los conceptos que se aplican para la reducción de dosis en radiología intervencionista se pueden aplicar en el caso de la radiología general. La selección de la adecuada técnica en cada exploración es determinante para que las dosis impartidas a los pacientes sean las adecuadas (el aumento del kV_p en un 15% puede suponer la reducción de los mAs en un 50% manteniendo la dosis en el receptor de imagen y dando lugar a una reducción de la dosis en la superficie de entrada del 30%).

En general, el aumento del kV_p, manteniendo la dosis en el sistema de imagen, supone una reducción de la dosis en la superficie de entrada y también de la dosis efectiva, especialmente en pacientes gruesos. En este sentido, Martin Uffmann y cols. (Flat panel detector chest radiography: effect of tube voltage on image quality. Radiology 2005; 235: 642-650) en un estudio con 48 pacientes de RX de tórax PA con 90, 121 y 150 kV_p obtienen dosis en la superficie de entrada de 0,11, 0,083 y 0,068 mGy y dosis efectivas de 21,3, 20,6 y 19,5 μGy respectivamente.

Con respecto al aumento de la filtración, Ruiz Manzano P y cols. (Calidad de imagen y dosis en exploraciones de tórax en un equipo digital flat panel para diferentes sensibilidades y filtraciones añadidas de Cu. Revista de Física Médica 2005; 6 (1): 14-18) encuentran que el uso de un filtro añadido de 0,1mm de Cu en radiografía de tórax, en un equipo digital, supone una reducción del orden del 20% en la DSE, aunque la reducción en la dosis efectiva es sólo del 3,3% en la proyección PA y del 10% en la LAT, debido a la mayor energía efectiva del haz

más filtrado. En pediatría, Minguez C. y cols. (Reducción de dosis en exploraciones complejas mediante el uso de filtración adicional en pacientes pediátricos. Radioprotección 2006; nº 49, vol XIII: 95-98. (Simposium Internacional de PR del paciente. Málaga 2006)) concluyen que con el uso de filtración adicional en escopia pediátrica, con igual valor de tasa de dosis en la superficie de entrada en el intensificador, se consigue hasta un 44% de reducción de la dosis efectiva y entre un 20% y un 40% de reducción de dosis absorbida en órganos de interés.

Un ejemplo que combina los efectos del aumento del kV_p y los de la filtración adicional para reducir las DSE lo tenemos en Lu Z.F. y cols. (Comparison of computed radiography and screen-film combination using a contrast-detail phantom. J. Appl. Clin. Med. Phys. 2003;4:91-98). Este autor sugiere usar kV_p altos y 2 mm Al de filtración adicional para reducir la DSE sin comprometer la detectabilidad contraste-detalle en radiografía computarizada (CR). Concluye que un decrecimiento del contraste puede ser corregido con la manipulación de la anchura de ventana y nivel en las estaciones de trabajo.

Un ejemplo interesante del uso de la colimación nos lo muestran Alcaraz M. y cols. (Colimador con filtración compensada: Adaptación clínica para alcanzar la recomendación 4F de la Unión Europea sobre protección radiológica al paciente en radiología odontológica. Radioprotección 2006; nº 49, vol XIII: 88-91. (Simposium Internacional de PR del paciente. Málaga 2006)). Con el uso de un colimador con filtración compensada en radiografía cefalométrica en odontología pediátrica, obtienen un 61,1% de reducción de la radiación sin modificar la calidad de imagen. Especial interés tiene el estudio comparativo de las velocidades de las diferentes combinaciones película-pantalla, diferentes pantallas en digital CR y diferentes sensibilidades en digital DR (flat panel) tanto en radiografía convencional como en mamografía (el uso de combinaciones más rápidas o sensibilidades superiores da lugar a reducciones importantes de las dosis).

En mamografía, también se puede reducir las dosis utilizando las diferentes combinaciones ánodo-filtro adecuadamente (Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh). El uso de la combinación Rh/Rh supone una importante reducción de la dosis glandular media respecto al uso de las otras dos combinaciones, especialmente con espesores de mama comprimido altos. El uso de la combinación Mo/Rh también da lugar a una reducción de la dosis glandular media con respecto al uso de la combinación Mo/Mo.

Por otro lado, se está investigando la probable utilización de detectores de semiconductor como el Cd (Zn)Te para la imagen digital en el futuro. Este nuevo semiconductor tiene una eficiencia cuántica (EQ) muy alta incluso para un detector muy delgado. Por ejemplo, la EQ para fotones de 20 keV en un detector de silicio de 300 μm es del 25% mientras que para el Cd (Zn) Te es del 97%. Con esta tecnología es posible obtener una imagen radiológica con

una dosis de rayos X 50 veces menor que la necesaria con los sistemas película pantalla convencional. Esto es particularmente interesante en aplicaciones médicas donde se requiere repetidas exposiciones a rayos X, como por ejemplo en cribado de mama. Aplicando el factor de reducción de la dosis, el paciente, durante toda una vida de exploraciones, recibiría la misma dosis que en una sola exploración usando las técnicas actuales. http://xray.ifae.es/index_eng.htm

10.3. Reducción de la exposición recibida por el paciente en tomografía computarizada(ICRP 87)

10.3.1. Analisis de la situación:

- La TC ha evolucionado rápidamente, a pesar de los muchos avances en otras modalidades de imagen.
- Es uno de los exámenes radiológicos más importantes en todo el mundo.
- La frecuencia de los exámenes de TC ha aumentado en algunos países, desde el 2% de todos los exámenes radiológicos hace 10 años hasta el 10-15% en la actualidad.
- La dosis a los pacientes de TC no ha disminuido, contrariamente a lo ocurrido en radiografía, donde se ha logrado casi un 30% de reducción.
- Hace 20 años, una TC de tórax duraba varios minutos, mientras que hoy se puede acumular la misma información en una sola apnea.
- Los avances en la tecnología de TC han hecho posible la escopia TC y los procedimientos intervencionistas, reemplazando en algunos casos a intervenciones guiadas por ultrasonidos.
- Recientemente está apareciendo la TC para cribado.
- La dosis efectiva en un TC de tórax es del orden de 8 mSv (unas 400 veces superior a una placa de tórax) y en algunos exámenes TC, como los de la pelvis, puede ser de unos 20 mSv.
- La dosis absorbida en tejidos puede aproximarse, o exceder, los niveles que aumentan la probabilidad de cáncer (estudios epidemiológicos).
- La dosis absorbida en mama en un TC de tórax puede ser hasta 30-50 mGy, aun no siendo las mamas el objetivo de la exploración.
- El cristalino en TC de cráneo, el tiroides en TC de cráneo o tórax, y las gónadas en TC de pelvis también reciben dosis elevadas.

- Aunque es posible hacer una TC helicoidal con una dosis menor que en la TC secuencial, en la práctica el paciente se lleva mayores dosis debido a la técnica elegida (volumen de barrido, mAs, factor de paso, anchura de corte).
- Puede darse un aumento del 10-30% con un detector multicorte. En pacientes pediátricos puede llegar a un 67%.
- La mayoría de los médicos, incluidos algunos radiólogos, tienen la impresión de que los scanners modernos, al ser tan rápidos, dan menor dosis de radiación.
- Por desgracia, "tiempo" y "dosis de radiación" no son aquí proporcionales.
- Los tubos de rayos X se han hecho cada vez más potentes de manera que producen mayor fluencia energética en tiempos más cortos.

10.3.2. ¿Qué puede hacerse para reducir la exposición recibida por el paciente en TC?

10.3.2.1 Acciones de los operadores:

- Limitar el volumen barrido.
- Reducir los mAs.
- Usar control automático de exposición, que adapta los parámetros de exploración a la sección del paciente. Se puede reducir un 10-50% en dosis sin pérdida de calidad de imagen. En este sentido, resulta interesante ver la conferencia que el profesor Kalra impartió en el Simposium Internacional de PR del paciente de Málaga en 2006 (http://www.sepr.es en documentos descargables; categoria: Simposium Internacional de PR del paciente 2006). También es de interés el artículo siguente: Antonios E. Papadakis y cols. (Angular on-line tube current modulation in multidetector CT examinations of children and adults: The influence of different scanning parameters on dose reduction. Med. Phys. 34 (7); 2007: 2664-2674).
- Usar TC helicoidal con factor de paso >1 y calcular las imágenes solapadas en lugar de adquirir cortes individuales solapados.
- Proteger con blindajes los órganos superficiales, como tiroides, mama, cristalino y gónadas, especialmente en niños y adultos jóvenes. Reduce en un 30-60% la dosis absorbida en el órgano.
- Usar técnicas específicas para niños. Pueden reducir la dosis en un factor 5 o mayor.
- Usar rotación parcial del tubo, 270º p.ej., en TC de cráneo.
- Selección adecuada de los parámetros de reconstrucción de imagen.

- Usar el filtrado en z en los sistemas TC multicorte.
- Centrar adecuadamente al paciente (ver la conferencia que el profesor Kalra impartió en el Simposium Internacional de PR del paciente de Málaga en 2006. (http://www.sepr.es/ en documentos descargables; categoria: Simposium Internacional de PR del paciente 2006). Thomas Totha y cols. (The influence of patient centering on CT dose and image noise. Med. Phys. 34 (7); 2007: 3093-3101). Estudian este efecto sobre varios tamaños y formas de maniquís descentrados 0, 3 y 6 cm del isocentro. Valoran la dosis en la superficie de entrada y el ruido en una región de la imagen. Para descentrados de 3 y 6 cm, la dosis en la superficie de entrada en el maniquí de 32 cm aumenta un 18% y un 41% respectivamente. El ruido en la imagen también aumenta un 6% y un 22% respectivamente. En los pacientes reales, encuentran un 46% de ellos descentrados en elevación entre 2 y 6 cm, con un descentrado medio de 2,3 cm.
- Registrar la dosis y los factores de exposición.

10.3.2.2 Acciones de los fabricantes:

- Introducir el CAE.
- Ser consciente de lo elevado de las dosis en TC.
- Incluir medidas de seguridad para evitar dosis innecesarias.
- Incorporar visualizadores de dosis.
- Instalar protocolos de baja dosis.
- Llamar la atención del usuario hacia la selección de protocolos independientes para pacientes pediátricos. En este sentido, puede ser de utilidad una hoja de cálculo de libre disposición (www.sepr.es y www.sefm.es) basada en "A method for the systematic selection of technique factors in paediatric CT. BJR; 2003; nº 76: 51-56".

10.3.2.3 Acciones de los médicos y radiólogos:

- Justificación: asegurarse de que los pacientes no son irradiados injustificadamente.
- Las peticiones de los exámenes TC deben venir siempre de médicos cualificados. El médico es el responsable de ponderar riesgo y beneficio.
- Deben existir guías clínicas que aconsejen al médico y al radiólogo sobre el tipo de examen más apropiado. http://europa.eu.int/comm/environment/radprot/118/118.htm "Guía de indicaciones para la correcta solicitud de pruebas de diagnóstico por imagen. Protección Radiológica 118. Comisión Europea".

- Considerar si la información requerida puede obtenerse mediante RMN o ultrasonidos.
- Considerar el valor del realce del medio de contraste antes de comenzar el examen.
- El examen TC durante el embarazo puede no estar contraindicado, sobre todo en ocasiones de emergencia, aunque los exámenes de abdomen o pelvis deberían estar muy justificados.
- Un examen TC no debe ser repetido sin justificación clínica y debe limitarse al área de interés.
- El clínico tiene la obligación de informar al radiólogo sobre la realización de exámenes TC previos al paciente.
- Los exámenes TC con fines de investigación, que no tienen justificación clínica, deben estar sujetos a la evaluación de un comité de ética.
- Los exámenes TC de tórax en niñas y chicas jóvenes han de estar justificados, en vista de las elevadas dosis en mama.
- Una vez que se ha justificado, el radiólogo tiene la responsabilidad de asegurarse de que el examen se realiza con una técnica correcta.
- En niñas y chicas jóvenes la utilización de protectores de bismuto puede disminuir la dosis absorbida en mama hasta un 29%, sin pérdida de calidad en la imagen.

10.4. Reducción de la exposición recibida por el paciente en radiología digital[ICRP 93]

Las imágenes obtenidas con radiología digital se pueden borrar, modificar, recortar y mandar a otros ordenadores conectados en red. Esta tecnología tiene la capacidad de reducir las dosis a los pacientes, pero pueden también aumentar significativamente dichas dosis. Pronto se utilizará la radiología digital con cientos de millones de personas y si no se presta la adecuada atención a los aspectos de protección radiológica las exposiciones a los pacientes podrían aumentar de forma significativa sin el correspondiente beneficio.

Con los sistemas digitales, pueden ocurrir sobreexposiciones a los pacientes sin un impacto negativo en la calidad de las imágenes, pasando desapercibidas por el radiólogo y por el técnico. En radiología convencional, una exposición excesiva produce imágenes muy oscuras y una exposición muy baja, imágenes muy claras, ambas con menos contraste. Con los sistemas digitales, el brillo de la imagen puede ajustarse con independencia del nivel de exposición. En este sentido, Vaño E. y cols. (Transition from screen-film to digital radiogra-

phy: evaluation of patient radiation doses at projection radiography. Radiology 2007; 243 (2): 461-466) encuentran un incremento de la DSE entre un 40% y un 103% al pasar de película pantalla a radiografía computarizada (CR). Los incrementos se corrigieron durante el primer año y se inicio un programa de reducción progresiva de DSE. En la actualidad, las DSE están entre el 15% y el 38% de las referencias Europeas para película pantalla y representan una reducción entre el 20% y el 50% de los valores iniciales obtenidos con CR. Para este estudio se usó un sistema de dosimetría "*on line*", obteniéndose 204660 valores de DSE, con muestras entre 1800 y 23000 valores para las diferentes proyecciones radiográficas. Los autores concluyen que el sistema de dosimetría "*on line*" ha sido muy útil en el programa de reducción de dosis a pacientes.

Los distintos fines para los que se obtienen las imágenes médicas requieren diferentes niveles de calidad de imagen. Se deben evitar las dosis de radiación innecesarias que no suponen un beneficio adicional para el objetivo clínico que motivó la obtención de las imágenes. Para un tumor óseo primario el nivel de calidad de imagen debe ser alto ya que se puede caracterizar la lesión y para el seguimiento de la neumonía en adultos el nivel de calidad de imagen puede ser bajo ya que sólo se busca confirmar la desaparición de la neumonía (justificación de la calidad de imagen necesaria en cada caso clínico).

Como con los equipos digitales es fácil obtener imágenes, puede existir una tendencia a obtener más imágenes de las necesarias, irradiando a los pacientes más de lo que exigiría el objetivo clínico. Axelsson y cols. (Eur Radiol 2000; 10 (8): 1351-1354) han publicado resultados que demuestran que en los exámenes de tracto gastrointestinal superior, algunos centros con equipos de fluoroscopia digital han obtenido 68 imágenes por examen frente a 16 imágenes utilizadas en otros centros con equipos convencionales (revisión de los protocolos médicos).

En la puesta en marcha de equipos digitales o en la introducción de nuevas técnicas, debería asegurarse que los aspectos dosimétricos y de calidad de imágen se han evaluado para conseguir una aceptable relación calidad-dosis. Además, el criterio de justificación debería de ser considerado como "clave" en la actualización de los programas de garantía de calidad (en varios hospitales de EEUU, el número de procedimientos por paciente ingresado aumentó en un 82% después de la transición desde la tecnología cartulina-pantalla a la digital (Reiner y cols. Radiology. 2000 Apr; 215 (1): 163-167)).

Como ejemplos de reducción de dosis, los sistemas portátiles con detector de panel plano en neonatos precisan la cuarta parte de la dosis que los sistemas cartulina-pantalla (Samei y cols. Med. Phys. 2003; 30 (4): 601-607) y para radiografía de tórax, los detectores de panel plano pueden suponer una reducción de dosis del 33-50% (Strozer y cols. AJR 2002; 178 (1): 169-171; Fink y cols. AJR 2002; 178: 481-486; Hermann y cols. Eur Radiol 2002; 12 (2): 385-390; Ruiz Manzano P. y cols. Revista de Física Médica 2005; 6 (1): 14-18.).

Por otro lado, se debería prever una adecuada formación, tanto en los aspectos de gestión de dosis de los pacientes como en el conocimiento de las potencialidades de los sistemas (obtención óptima de imágenes, adecuado procesado, gestión y transmisión de las imágenes, etc.), para radiólogos, físicos médicos y técnicos de RX, antes de la utilización clínica de las técnicas digitales.

"El mayor ahorro de dosis se produce cuando la exploración radiológica innecesaria no se realiza"

Anexo 10.1

En la tabla siguiente se muestran los valores típicos de las dosis efectivas de diferentes exploraciones en radiodiagnóstico y su equivalente en exploraciones de tórax PA y en días de radiación natural.

Procedimiento diagnóstico	Dosis efectiva típica (mSv)	Nº equivalente de RX de tórax	Período equivalente aprox. de radiación natural de fondo
Extremidades y articul. (excluid. cadera)	< 0,01	< 0,5	< 1,5 días
Tórax PA	0,02	1	3 días
Cráneo	0,07	3,5	11 días
Columna dorsal	0,7	35	4 meses
Columna lumbar	1,3	65	7 meses
Cadera	0,3	15	7 semanas
Pelvis	0,7	35	4 meses
Abdomen	1,0	50	6 meses
UIV	2,5	125	14 meses
Esofagograma	1,5	75	8 meses
Esofagogastroduodenal	3	150	16 meses
Tránsito intestinal	3	150	16 meses
Enema opaco	7	350	3,2 años
TC de cabeza	2,3	115	1 año
TC de tórax	8	400	3,6 años
TC de abdomen o pelvis	10	500	4,5 años

11. Bibliografía

Conceptos generales

[1] BOE (1990). Real Decreto 1132/1990, de 14 de septiembre, por el que se establecen medidas fundamentales de protección radiológica de las personas sometidas a exámenes y tratamientos médicos. BOE número 224 de 18-09-1990.

[2] BOE (1999). Real Decreto 1976/1999, de 23 de diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en Radiodiagnóstico. BOE número 311 de 29-12-1999.

[3] BOE (2001). Real Decreto 815/2001, de 13 de julio, sobre justificación del uso de las radiaciones ionizantes para la protección radiológica de las personas con ocasión de exposiciones médicas. BOE número 168 de 14-07-2001.

[4] COMISIÓN EUROPEA (1996). Directrices europeas sobre criterios de calidad de la imagen en Radiodiagnóstico. Publicación EUR-16260.

[5] COMISIÓN EUROPEA (1996). Directrices europeas sobre criterios de calidad de la imagen en Radiodiagnóstico pediátrico. Publicación EUR-16261.

[6] COMISIÓN EUROPEA (1996). Guía europea para la garantía de calidad en el cribado mamográfico.

[7] COMISIÓN EUROPEA (1996). Protocolo europeo de dosimetría en mamografía. Publicación EUR-16263.

[8] COMISIÓN EUROPEA (1998). Directrices europeas sobre criterios de calidad en tomografía computarizada. Publicación EUR-16262.

[9] COMISIÓN EUROPEA (2004). Guía Europea de protección radiológica en radiografía dental. Radiation Protection 136.

[10] EURATOM (1980). Directiva 80/836/EURATOM del Consejo por la que se establecen las normas básicas relativas a la protección sanitaria de los trabajadores y de la población contra los riesgos que resultan de las radiaciones ionizantes.

[11] EURATOM (1984). Directiva 84/466/EURATOM del Consejo (1984) de 5 de octubre de 1984 sobre Protección Sanitaria de los Individuos sometidos a exposiciones médicas de radiaciones ionizantes. DOCE número 265.

[12] ERURATOM (1996). Directiva 96/29/ERURATOM del Consejo de 13 de mayo de 1996 por la que se establecen las normas básicas relativas a la protección sanitaria de los trabajadores y de la población contra los riesgos que resultan de las radiaciones ionizantes. DOCE número L159.

[13] ERURATOM (1997). Directiva 97/43/EURATOM del Consejo (1997) de 30 de junio de 1997 sobre Protección Sanitaria de los Individuos sometidos a exposiciones médicas de radiaciones ionizantes. DOCE número L180.

[14] ICRP (1991). *Recomendaciones de la Comisión Internacional de Protección Radiológica*. Publicación ICRP número 60.

[15] ICRP (1996). *Protección Radiológica y Seguridad en Medicina. Comisión Internacional de Protección Radiológica*. Publicación ICRP número 73.

[16] SEFM-SEPR (2002). *Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico*.

[17] SEFM-SEPR-SERAM (2011). *Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico*.

Magnitudes y unidades dosimétricas

[1] BROSED A., CARCÍA-TORAÑO E. (2004). *Magnitudes y unidades usadas en las distintas áreas de la Radiofísica*. Tema 3 de Brosed A., González A. (2003) *Metrología y calibración en radiaciones ionizantes y en el área de la radiofísica hospitalaria*. Curso de formación continuada 2004, Código C05-SEFM/04.

[2] ICRU (1998). Report 60, Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation. (Traducido por la SEFM, *SEFM* (2003) / *ICRU Report* 60. *Magnitudes y Unidades Fundamentales para la Radiación Ionizante*).

Procedimientos de calibración

[1] GINJAUME, M. (2003). *Radiodiagnóstico*. Tema 9. *Metrología y calibración en radiaciones ionizantes y en el área de la radiofísica hospitalaria*. Curso de formación continuada 2003, Código Co5-SEFM/02.

[2] SEFM (2005). *Procedimientos recomendados para la dosimetría de rayos X de energías entre* 20 *y* 150 *keV en radiodiagnóstico*. SEFM. Ramírez de Arellano Editores S.L. 2005. ISBN: 84-934448-0-4. D. Legal: M-27771-2005.

Dosimetría en radiología convencional. Exploraciones simples

[1] BOE (1999). Real Decreto 1976/1999 de 23 de diciembre, por el que se definen los Criterios de Calidad en Radiodiagnóstico. (BOE número 311 de 29-12-1999).

[2] COMISIÓN ELECTROTÉCNICA INTERNACIONAL (1977). CEI-580, Area Exposure Product Meter. Publicación número 580, Ginebra.

[3] COMISIÓN EUROPEA (1985). Radiation Protection-33 EUR 9728 EN (Office for Publications of the European Community, Luxembourg).

[4] COMISIÓN EUROPEA (1996). Directrices europeas sobre criterios de calidad de la imagen en Radiodiagnóstico. Publicación EUR-16260.

[5] COMISIÓN EUROPEA (1996). Directrices europeas sobre criterios de calidad de la imagen en Radiodiagnóstico pediátrico. Publicación EUR-16261.

[6] EUROPEAN UNION (1997). Council Directive 97/43/Euratom of 30 June 1997 on Health Protection of Individuals against the Dangers of Ionizing Radiation in Relation to Medical Exposure (Repealing Directive 84/466/Euratom, O.J. No. L 265/1, 5.10.1984), Official Journal of the European Communities No. L 180/22–27, Luxembourg.

[7] HART D., JONES D., WALL B.F. (1994). *Estimation of Effective Dose in Diagnostic Radiology from Entrance Surface Dose and Dose-Area Product Measurements*. NRPB-R262. National Radiological Protection Board. Chilton, UK.

[8] HART D., JONES D., WALL B.F. (1996). *Coefficients for Estimating Effective Doses from Paediatric X Ray Examinations*. NRPB-R279. National Radiological Protection Board. Chilton, UK.

[9] IAEA (1996). *International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources*, Safety Series No. 115, IAEA, Vienna.

[10] IAEA (2001). *Radiological Protection of Patients in Diagnostic and Interventional Radiology*, Nuclear Medicine and Radiotherapy Proceedings of an international conference held in Málaga, Spain, 26–30.

[11] ICRP (1982). Protection of the patient in diagnostic radiology. ICRP Publication 34 (Pergamon Press, Oxford).

[12] IPSM (1988). Patient dosimetry techniques in diagnostic radiology. The Institute of Physical Sciences in Medicine. Report Nº 53. York.

[13] NRPB (1990). Documents of the NRPB. Volume 1 Nº 3 Patient Dose Reduction in Diagnostic Radiology. (National Radiological Protection Board, Chilton, UK).

[14] NRPB (1991). *National Protocol for Patient Dose Measurements in Diagnostic Radiology*. National Radiological Protection Board, Institute of Physical Sciences in Medicine.

[15] RADIATION PROTECTION DOSIMETRY (1991). *Dosimetry in Diagnostic Radiology*, Proceedings of a Seminar held in Luxembourg in March. Published by Nuclear Technology Publishing. Vol. 43, Nos 1-4.

[16] SEFM-SEPR (2002). *Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico*.

[17] UNITED NATIONS (1993). *Sources and Effects of Ionizing Radiation*. Report to the General Assembly. Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR). UN. New York.

[18] UNITED NATIONS (2000). *Sources and Effects of Ionizing Radiation*. Report to the General Assembly. Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR). UN. New York.

[19] WHO (1982). *Quality assurance in diagnostic radiology*. (World Health Organisation, Geneva).

Dosimetría en radiología dental

[1] COMISIÓN EUROPEA (1996). *Directrices europeas sobre criterios de calidad de la imagen en Radiodiagnóstico*. Publicación EUR-16260.

[2] COMISIÓN EUROPEA (1996). *Directrices europeas sobre criterios de calidad de la imagen en Radiodiagnóstico pediátrico*. Publicación EUR-16261.

[3] DANNEWITZ S., HASSFELD S., EICKHOLZ P., MÜHLING J. (2002). *Effect of dose reduction in digital dental panoramic radiography on image quality*. B Dentomaxilofacial Radiology 2002; 31: 50-55. www.nature.com/dmfr

[4] GOAZ-WHITE (1995). *Radiología Oral*. Principios e interpretación. 3ª Ed. MOSBY.

[5] GONZÁLEZ L., VAÑO E., FERNÁNDEZ R. (2001). M.D. *Reference doses in dental radiodiagnostic facilities*. British Journal of Radiology. 2001, 74: 153-156.

[6] HARING J.I., JANSEN L. (2002). *Radiología dental*. Principios y técnicas. Ed. MCGRAW-HILL, 2002. ISBN: 970-10-3754-5.

[7] HARING-LIND (1996). *Radiología Oral*. Principios y técnicas 1996 Ed. MCGRAW-HILL, Interamericana.

[8] ISOARDI P., ROPOLO R. (2003). *Measurement of dose-width product in panoramic dental radiology*. British Journal of Radiology. 76: 129-131.

[9] LASERNA PULIDO A. (2001). *Ortopantomografía dental*. C.E.U. Proyecto integrado TSID C.M.D. ARDUÁN, curso 2001-2.

[10] MASON RITA A. (1982). *A guide to dental radiography*. Ed. Wright. PSG.

[11] NCRP (2001). *Guidances notes for Dental Practicioners on the use of X-ray equipment*. Borrador 91-2.

[12] NRPB (1994). *Guidelines on Radiology Standards for Primary Dental Care: Report by the Royal College of Radiologists and the National Radiological Protection Board*. ISBN: 0-85951-377-7.

[13] RADIATION PROTECTION IN DENTISTRY (1999). *Recommended Safety Procedures for the Use of Dental X-Ray Equipment*. Safety Code 30 99-EHD-177 Canadá ISBN: 0-660-15420-X.

[14] SEFM (2002). *Curso de Radiología Digital de la SEFM*, C05-SEFM/00. Valladolid.

[15] TANNER R.J., WALL B.F. SHRIMPTON P.C., HART D., BUNGAY D.R. (1997). *Frecuency of Medical and Dental X-Ray Examinations in the UK, 1997-98*. NRPB-R320. ISBN 0-85951-453-6.

[16] ZAMMIT-MAEMPEL I. CHADWICK C.L., WILLIS S.P. (2003). *Radiation dose to the lens of eye and thyroid gland in paranasal sinus multislice CT*.British Journal of Radiology. 76: 418-420.

Dosimetría en exploraciones complejas

[1] BOE (1999). Real Decreto 1976/1999, de 23 de diciembre por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico. (BOE número 311 de 29-12-1999).

[2] BROADHEAD D.A., CHAPPLE K., FAULKNER C.L. (1995.) *The impact of digital imaging on patient doses during barium studies*. The British Journal of Radiology. 68: 992-996.

[3] CALZADO A., VAÑÓ E., MORÁN P., CASTELLOTE C., RUIZ S., GONZÁLEZ L. (1991). *Estimations of doses to patients from complex conventional X-Ray examinations*. The British Journal of Radiology. 64: 539-546.

[4] CARROLL E.M., BRENNAN P.C. (2003). *Radiation doses for barium enema and barium meal examinations in Ireland: potential diagnostic reference levels*. The British Journal of Radiology. 76: 393-397.

[5] COMISIÓN EUROPEA (1996). *Directrices europeas sobre criterios de calidad de la imagen en Radiodiagnóstico*. Publicación EUR-16260.

[6] COMISIÓN EUROPEA (1996). *Directrices europeas sobre criterios de calidad de la imagen en Radiodiagnóstico pediátrico*. Publicación EUR-16261.

[7] COMISIÓN EUROPEA (1999). *Radiation Protection 109. Guidance on Diagnostic Reference Levels (DRLs) for Medical Exposures.* European Commission. Directorate-General Environment, Nuclear Safety and Civil Protection.

[8] DREXLER G., PANZER W., WIDENMANN L., WILLIAMS G., ZANQUI M. (1990). *The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte Carlo methods*. Part III: Organ dose in X-Ray diagnosis. Institut für Strahlenschutz.

[9] DROVILLARD J. (1991). *Evaluation of the DSI digital fluorography system, Medica Mundi*. 36: 3-13.

[10] EURATOM (1997). Directiva 97/43 EURATOM relativa a la protección de la salud frente a los riesgos derivados de las radiaciones ionizantes en exposiciones médicas. Diario oficial de Comunidades europeas. 180: 22-27.

[11] FERNÁNDEZ J.M., VAÑÓ E., GUIBELALDE E. (1996). *Patient doses in hysterosalpingography*. The British Journal of Radiology. 69: 751-754.

[12] GREGAN A.C.M., PEACH D., McHUGO J.M. (1998). *Patient dosimetry in hysterosalpingography: a comparative study*. The British Journal of Radiology. 71: 1058-1061.

[13] HART D., HILLIER M. C., WALL B. F., SHRIMPTON P.C., BUNGAY D. (1996). *Doses to patient from medical X-Ray Examination in the U.K*-1995 Review. National Radiological Protection Board. Publication NRPB-R289.

[14] HART D., JONES D.G., WALL B.F. (1994). NRPB Report R262: *Estimation of effective doses in Diagnostic Radiology from entrance surface dose and dose-area product measurements*. NRPB.

[15] HART D., WALL B.F. (1994). *Estimation of effective dose from dose-area product measurements for barium meals and barium enemas*. The British Journal of Radiology. 67: 485-489.

[16] HART D., WALL B.F. (1995). Technical note: *Potentially higher patient radiation doses using digital equipment for barium studies*. The British Journal of Radiology. 68: 1112-1115.

[17] HUDA W., GKANATSIOS N. (1997). *Effective dose and energy imparted in diagnostic radiology*. Medical Physics. 24 (8): 1311-1316.

[18] ICRP (1990). *Recommendatios of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP Publication 60.

[19] IPSM (1992). *National Protocol for patient dose measurements in diagnostic radiology*. Dosimetry working party of the Institute of Physical Sciences in Medicine. National Radiological Protection Board.

[20] JONES D.G., WALL B.F. (1985). *Organ doses from medical X-ray examinations calculated using Monte Carlo techniques*. NRPB-R186. London: HMSO.

[21] NOR (1996). *Nordic guidance levels for patient doses in diagnostic radiology*. The radiation protection and nuclear safety authorities in Denmark, Finland, Iceland, Norway and Sweden. Report on Nordic radiation protection cooperation. Nº 5.

[22] RUIZ-CRUCES R., RUIZ F., PÉREZ-MARTÍNEZ M., LÓPEZ J., TORT AUSINA I., DIEZ DE LOS RIOS A. (2000). *Patient dose from barium procedures*. The British Journal of Radiology. 73: 752-761.

[23] RUIZ M.J., VAÑÓ E., GONZÁLEZ L., FERNÁNDEZ J.M. (1996). *Dose-area product values in frequently performed complex paediatric radiology examinations*. The British Journal of Radiology. 69:160-164.

[24] SHRIMPTON P.C., WALL B.F., JONES D.G., FISHER E.S., KENDALL G.M., HARRISON R.M. (1986). *Dose to patients from routine diagnostic X-Ray examinations in England*. The British Journal of Radiology. 59: 749-758.

[25] VAÑÓ E., GONZÁLEZ L., CALZADO A., MORÁN P., DELGADO V. (1989). *Some indicative parameters on diagnostic radiology in Spain: first dose estimations*. British Journal of Radiology. 62: 20-26.

[26] VAÑÓ E., GONZÁLEZ L., MORÁN P., CALZADO A., DELGADO V., FERNÁNDEZ J.M., RUIZ M.J. (1992). *Valores de referencia de dosis al paciente en exploraciones de radiodiagnóstico*. Radiología. 34,1: 27-31.

[27] YAKOUMAKIS E., TSALAFOUTAS I.A., NIKOLAOU D., NAZOS I., KOULENTIANOS E., PROUKAKIS Ch. (2001). *Differences in effective dose estimation from dose-area product and entrance surface dose measurements in intravenous urography*. The British Journal of Radiology. 74: 727-734.

Dosimetría en mamografía

[1] BOE (1999). Real Decreto 1976/1999 por el que se establecen los criterios de calidad en Radiodiagnóstico.

[2] COMISIÓN EUROPEA (1996). *Directrices europeas sobre criterios de calidad de la imagen en Radiodiagnóstico*. Publicación EUR-16260.

[3] COMISIÓN EUROPEA (1996). *Guía europea sobre criterios de calidad en screening de mamografía*.

[4] COMISIÓN EUROPEA (1996). *Protocolo europeo de dosimetría en mamografía*. Report EUR 16263 EN.

[5] DANCE D.R. (1990). *Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose*. Phys. Med. Biol. 35(9): 1211-1219.

[6] DANCE D.R., SKINNER C.L. YOUNG K.C., BECKETT J.P., KOTRE C.J. (2000). *Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol*. Phys. Med. Biol. 45: 3225-3240.

[7] ROBSON K. J. (2001). *A parametric method for determining mammographic X-ray tube output and half value layer*. Br J Radiol. 74: 335-340.

[8] SEFM-SEPR (2002). *Protocolo Español de control de calidad en Radiodiagnóstico*. Aspectos técnicos.

[9] SEFM-SEPR-SERAM (2011). *Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico*.

Dosimetría en tomografía computarizada (TC)

[1] AAPM (1993). *Specification and acceptance testing of computed tomography scanners*. AAPM Task Group Nº 2. AAPM Report Nº 39.

[2] BOE (1999). Real Decreto 1976/1999 de 23 de diciembre, por el que se definen los Criterios de Calidad en Radiodiagnóstico. Boletín Oficial del Estado. (BOE) núm. 311 de 29-12-1999.

[3] COMISIÓN EUROPEA (1999). *Guía europea sobre criterios de calidad en tomografía computarizada*. CEC document, EUR 16262, Luxembourg.

[4] FDA (1984). *Department of Health and Human Services, Food and Drug Administration.* 21 CFR Part 1020.33: *Diagnostic x-ray systems and their major components*; amendments to performance standard; Final rule. Federal Register, 49, 171.

[5] ImPACT (2000). *ImPACT Dose Survey*. CTDI Results. www.impactscan.org.

[6] ICRP (1991). 1990 *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP Publication 60. Annals of the ICRP 21(1-3). Pergamon Press, Oxford.

[7] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. *Medical Electrical Equipment. Part* 2-44: *Particular requirements for the safety of X-ray equipment for computed tomography*. 60601-2-44 Ed. 2.1.

[8] McCOLLOUGH C.H., SCHUELER B.A. (2000). *Calculation of effective dose*. Med. Phys. 27: 828-837.

[9] SEFM-SEPR (2002). *Protocolo Español de control de calidad en Radiodiagnóstico*. Aspectos técnicos.

[10] SHRIMPTON P.C., EDYVEAN S. (1998). *CT Scanner dosimetry*. Br. J. Radiol. 71: 1-3.

[11] SHRIMPTON P.C., WALL B.F. (2000). *Reference doses for paediatric computed tomography. Radiat Prot Dosim*. 90: 249-252.

[12] SHOPE T.B., GAGNE M.R., JOHNSON G.C. (1981). *A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography*. Med. Phys. 8: 488-495.

[13] SUZUKI A., SUZUKI M.N. (1978). *Use of a pencil-beam ionization chamber for measurement of exposure resulting from a computed tomography scan*. Med. Phys. 5: 536-539.

[14] UNSCEAR (2000). *United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation Report to the General Assembly*, Annex D: Medical Radiation Exposures. United Nations, New York NY.

[15] ZINK F.E., McCOLLOUGH C.H. (1994). *The measurement of radiation dose profiles for electron-beam computed tomography using film dosimetry*. Med. Phys. 21: 1287-1291.

Dosimetría en radiología intervencionista

[1] BJR (1996). *Central axis depth dose data for use in radiotherapy*: BJR Supplement 25.

[2] BOE (1999). RD 1976/1999 de 23 de diciembre por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico. B.O.E. 311/1999. 29/12/1999.

[3] COMUNIDAD EUROPEA (1999). Protección radiológica 109. Guía sobre los niveles de referencia para diagnóstico (NRD) en las exposiciones médicas. Dirección general de medio ambiente, seguridad nuclear y protección civil.

[4] EURATOM (1997). Directiva europea 97/43/Euratom de 30 de junio de 1997 sobre protección de la salud de los individuos frente a los riesgos de la radiación ionizante en relación a las exposiciones médicas. Official J. Eur Commu. N L 180: 22-27. Luxemburgo.

[5] FAJARDO L.C., GEISE R.A., RITENOUR E.R. (1995). *A survey of films for use as dosimeters in interventional radiology*. Health Physics. 68 (4): 595-599.

[6] FDA (1994). Food and Drug administration. U.S. FDA advisory: avoidance of serious x-ray induced skin injuries to patients during fluoroscopically-guided procedures. Rockville, Md. U.S. *Food and Drug administration*, September 9.

[7] FDA (1995). *Food and Drug administration*. U.S. Recording information in the patient´s medical record that identifies the potential for serious x-ray-induced skin injuries. Rockville Md., US Food and Drug Administration. 11ES-41ES.

[8] GKNATSIOS N.D., HUDA W., PETERS K.R. (2002). *Adult patient doses in interventional neuroradiology*. Med. Physics, 29: 717-23.

[9] IYER P.S. (1976). *Acute radiation injury caused by faulty x-ray fluoroscopy during cardiac procedures*. Health Phys, 31: 385-387.

[10] J. VASC INTER RADIOL. (2003). Radiation doses in interventional radiology procedures: The RAD-IR Study: Part I: The overall measures of dose. J. VASC Inter Radiol. 14(6): 711-27.

[11] MARTÍN G., CORREDOIRA E., BENITO F., PLAZA R., HUERGA C., SERRANO D., TÉLLEZ DE CEPEDA M., SERRADA A., VIDAL J. (2003). *Estudio de dosis recibidas por pacientes sometidos a Ablación con Radiofrecuencia*. Revista de Física médica, 4 (2): 101-106.

[12] McPARLAND B.J. (1998). *A study of patient radiation doses in interventional radiological procedures*. The British Journal of Radiology, 71: 175-185.

[13] NCRP (1989). Exposure of the U.S. Population from Occupational Radiation.

[14] NEOFOTISTOU V., VAÑÓ E., PADOVANI R., KOTRE J., DOWLING A., TOIVONEN M., KOTTOU S., TSAPAKI V., WILLIS S., BERNARDI G., FAULKNER K. (2003). Preliminary reference levels in interventional cardiology. Eur Radiol. 13(10): 2259-63.

[15] NICKOLOFF E.L., STRAUSS K.J., MAYNARD C.D., FORBES G.S. (1998). *Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics: Cardiac Catheterization Imaging*. Syllabus. RSNA.

[16] NRPB (1992). National Protocol for Patient Dose Measurements in Diagnostic Radiology. IPSM.

[17] NRPB (1994). Estimation of effective doses in diagnostic radiology from entrance surface dose and dose-area product measurements. National Radiological Protection Board. NRPB-R262. Chilton.

[18] STERN SH., ROSENSTEIN M., RENAUD L., ZANKL M. (1995). Handbook of selected tissue doses for fluoroscopic and cineangiographic examination of coronary arteries. HHS Publication FDA95-8288. Rockville Md: U.S. Department of Health and Human Services. (http:\\www.fda.gov/cdrh/ohip/handbooks/fda95-8288.pdf).

[19] VAÑÓ E., GONZALEZ L. (2000). *Patient Dosimetry and Reference Doses: Practical Considerations*. Rad Protec Dosim. 90 (1-2): 85-8.

[20] VAÑÓ E., GONZÁLEZ L., FERNÁNDEZ JM., GUIBELALDE E. (1995). *Patient dose values in interventional radiology*. British Journal of Radiology. 68: 1215-1220.

[21] WAGNER LK., EIFEL P.J., GEISE R.A. (1994). *Potential biological effects following high x-ray dose interventional procedures*. JVIR. 5: 71-84.

[22] WALL B.F., HARRISON R.M., SPIERS F.W. (1988). Patient Dosimetry. *Techniques in Diagnostic Radiology.* The Institute of Physical Sciences in Medicine. Report nº 53.

[23] www.dimond3.org

[24] ZEITLER E. (1995).Joint WHO/Institute for Radiation Hygiene Workshop on Efficacy and Radiation Safety in Interventional Radiology. Institute for Diagnostische und Interventionally Radiologie Klinikum Nürenberg Nord Nürnberg (Germany).

Reducción de la exposición que reciben los pacientes en radiodiagnóstico

[1] AJR (2003). In-Plane Bismuth Breast Shield for Pediatric CT: Effects on Radiation Dose and Image Quality Using Experimental and Clinical Data (AJR:180; Febrero 2003).

[2] ICRP (2000). CT dose management. ICRP Publication 87.

[3] ICRP (2003). *Managing patient dose in digital radiology*. ICRP Publication 93.

[4] COMUNIDAD EUROPEA (2002). Protección Radiológica 119. *Multimedia and audiovisual radiation protection training in interventional radiology*. MARTIR. martir@med.ucm.es

Fundamentos
de Física Médica

Volumen 1
Medida de la radiación

Volumen 2
Radiodiagnóstico: bases físicas, equipos y control de calidad

Volumen 3
Radioterapia externa I.
Bases físicas, equipos, determinación de la dosis absorbida y programa de garantía de calidad

Volumen 4
Radioterapia externa II.
Dosimetría clínica, algoritmos de cálculo, sistemas de planificación y control de calidad

Volumen 5
Braquiterapia: bases físicas, equipos y control de calidad

Volumen 6
Medicina nuclear: bases físicas, equipos y control de calidad

Volumen 7
Proteccion radiológica hospitalaria

Volumen 8
Radiobiología y principios de Oncología

Volumen 9
Radiaciones no ionizantes I.
Ultrasonidos. Bases físicas, equipos y control de calidad

Volumen 10
Radiaciones no ionizantes II.
Resonancia magnética. Bases físicas, equipos y control de calidad

ADI SERVICIOS EDITORIALES
www.auladoc.com

ISBN: 978-84-938016-6-3
9 788493 801663